

Avances en la interacción física segura humano-robot y el desarrollo de sistemas elásticos articulares



José Medina Hernández

Directores:

Alberto Jardón Huete

Carlos Balaguer Bernaldo de Quirós

Antonio Giménez Fernández

Departamento de Ingeniería de Sistemas y Automática
Universidad Carlos III de Madrid

Tesis Doctoral en Ingeniería Eléctrica, Electrónica y Automática

Septiembre 2017



*Avances en la interacción física segura
humano-robot y el desarrollo de sistemas elásticos
articulares*

José Medina Hernández

Directores:

Alberto Jardón Huete

Carlos Balaguer Bernaldo de Quirós

Antonio Giménez Fernández

Tribunal calificador:

Firma

Presidente: _____

Vocal: _____

Secretario: _____

Calificación: _____

Leganés, _____ de _____ de _____

A Danny Abreu Abreu
Entusiasta de la robótica
Amigo, que la opresión jamás venza a tu carisma
A ti, a tu mujer, y a todos los otros presos políticos de Venezuela.

Agradecimientos

Antes de comenzar esta memoria, quiero agradecer a todas las personas e instituciones que han contribuido con el desarrollo de esta investigación, sin el apoyo de todos vosotros habría sido imposible la exitosa culminación de este trabajo, a todos sin excepción, mis más sinceros agradecimientos.

Particularmente me gustaría dar las gracias a mis tres directores: a Alberto Jardón, por la confianza depositada en mi persona y por las ideas ofrecidas durante el desarrollo de esta tesis; a Carlos Balaguer, por abrirme las puertas a su grupo de investigación, creer en mí y orientarme siempre por el camino más adecuado; y Antonio Giménez, por mostrar siempre su mejor disposición para facilitar el exitoso desarrollo de esta investigación. A los tres muchas gracias por el apoyo prestado.

De igual manera, quiero destacar la labor de Pedro Francisco Lozano, compañero y amigo, quien además de contribuir en el desarrollo teórico y experimental de esta investigación, me ha brindado un apoyo incondicional y desinteresado en todo momento. A ti Fran mis más sinceros agradecimientos.

Por último, y no por ello menos importante, me gustaría agradecer el apoyo que todos los miembros del Laboratorio de Robótica, el personal de la Oficina Técnica y los profesores del Departamento de Ingeniería en Sistemas y Automática de Universidad Carlos III de Madrid, me han ofrecido desde que comencé a formar parte de esta comunidad. A todos vosotros muchas gracias.

Resumen

Los brazos robóticos asistenciales forman parte importante de un grupo de aplicaciones robóticas que requieren una continua interacción física con el usuario. En la actualidad este tipo de robot suele garantizar la seguridad de las personas que comparten espacio con ellos, gracias a la imposición de un conjunto de restricciones mecánicas y de control, que habitualmente entran en conflicto con el rendimiento dinámico de los mismos, al menos en términos de velocidad y carga útil.

Esta tesis aborda los problemas implícitos en el diseño de brazos robóticos asistenciales, a fin de garantizar un correcto equilibrio entre seguridad y desempeño. Presenta un conjunto de directrices de diseño y propone métodos adecuados para el modelado dinámico, control y evaluación de la seguridad durante la interacción con los seres humanos.

Comienza planteando un nuevo modelo de colisión humano-robot, que toma en cuenta la velocidad relativa, las propiedades elásticas de los materiales y la geometría superficial, tanto del ser humano como del robot. Este modelo ofrece una medida de la seguridad más acorde con el tipo de lesiones que pueden ocurrir en la robótica asistencial. Además, facilita una mejor comprensión de la influencia, que tienen los diferentes parámetros de diseño, en las lesiones producto de colisiones.

Posteriormente, se realiza un análisis exhaustivo de la influencia que tiene la elasticidad mecánica articular sobre la seguridad y desempeño de robots asistenciales. Como aporte a los sistemas mecánicos seguros, se controla y ensaya con un novedoso actuador de rigidez variable. Además, se diseña y desarrolla un innovador sistema elástico pasivo, que permite la conveniente programación de los perfiles de rigidez, para maximizar el desempeño y garantizar la seguridad. Estos mecanismos son validados a través de simulaciones y ensayos reales sobre un banco de pruebas.

Por último, y con el fin de que los resultados de este trabajo puedan ser utilizados para una futura estandarización de los parámetros de diseño y evaluación de robots asistenciales seguros, se resumen una serie de recomendaciones para el análisis de riesgo, el diseño mecánico y las estrategias de control.

Abstract

Robotic assistance arms are an important part of a group of robotic applications that require continuous physical interaction with the user. At present, this type of robot usually guarantees the safety of people who share space with them, thanks to the imposition of a set of mechanical and control constraints, which usually conflict with their dynamic performance, at least in terms of speed and payload.

This thesis addresses the problems implicit in the design of robotic assistance arms, in order to ensure a correct balance between safety and performance. It presents a set of design guidelines and proposes suitable methods for its dynamic modeling, control and evaluation of safety during interaction with humans.

It begins by proposing a new model of human-robot collision, which takes into account the relative speed, elastic properties of materials and surface geometry, both human and robot. This model offers a measure of security more in line with the type of injuries that can occur in robotics assistance. In addition, it facilitates a better understanding of the influence of different design parameters have on the lesions produced from collisions.

Next, a comprehensive analysis of the influence of mechanical elasticity on the safety and performance of assistance robots is performed. As a contribution to safe mechanical systems, it is controlled and tested with a new variable stiffness actuator. In addition, it designs and develops an innovative passive elastic system, which allows convenient programming of stiffness profiles, to maximize performance and ensure safety. These mechanisms are validated through simulations and actual tests on a test bench.

Finally, and in order that the results of this work can be used for a future standardization of the parameters of design and evaluation of safe assistance robots, a series of recommendations for the risk analysis, the mechanical design and the strategies are summarized of control.

Tabla de contenido

Lista de figuras	xvii
Lista de tablas	xxiii
Lista de símbolos y acrónimos	xxv
1 Planteamiento y motivación	1
1.1 Introducción	1
1.2 Motivación	4
1.3 Objetivos de la tesis	6
1.4 Estructura de la memoria	6
2 Interacción física humano-robot	9
2.1 Introducción	9
2.2 La interacción	12
2.3 Biomecánica de lesiones	13
2.3.1 Escalas de severidad	13
2.3.2 Índices de severidad	17
2.3.3 Modelos biomecánicos del cuerpo humano	29
2.4 Normativa de seguridad	30
2.5 Minimización de los efectos de una colisión	35
2.5.1 Diseño intrínsecamente seguro	35
2.5.2 Control para la interacción	41
2.5.3 Planificación de movimiento en espacios compartidos	43
2.6 Resumen	44
3 Formalización y análisis de aspectos relevantes del impacto	45
3.1 Introducción	45
3.2 El manipulador	47

3.3	El hombre	51
3.4	Modelo de contacto	53
3.5	Influencia de los parámetros del robot sobre la gravedad de las lesiones de impacto	56
3.5.1	Relación entre masa, velocidad y lesión	57
3.5.2	Influencia de la rigidez articular	60
3.5.3	Influencia de las propiedades superficiales	65
3.5.4	Influencia del comportamiento reactivo del robot	68
3.6	Resumen	72
4	Control desacoplado de un actuador de rigidez variable	75
4.1	Introducción	75
4.2	Dinámica del sistema	78
4.2.1	Sistema articular flexible	78
4.2.2	Actuador de rigidez variable	79
4.3	Control del sistema	81
4.3.1	Linealización por realimentación del VSA	82
4.3.2	Estrategia de control lineal	85
4.4	Manipulador asistencial	86
4.4.1	Peor condición de impacto	87
4.4.2	Inclusión del VSA	90
4.5	Resultados de la simulación	91
4.5.1	Trayectoria de posición y rigidez articular deseadas	91
4.5.2	Rigidez articular y seguridad	91
4.6	Resumen	95
5	Diseño de un mecanismo de múltiple rigidez articular	97
5.1	Introducción	97
5.2	Mecanismo de múltiple rigidez articular	98
5.2.1	Consideraciones de diseño	98
5.2.2	Configuraciones alternativas	101
5.3	Diseño conceptual	102
5.3.1	Mecanismo elástico simple	102
5.3.2	Mecanismo elástico doble	105
5.3.3	Diseño de la manivela	107
5.4	Diseño mecánico	109
5.4.1	Prototipo MMJS	109

5.4.2	Modelado y simulación	110
5.4.3	Implementación	112
5.5	Modelo matemático del sistema de actuación elástico	114
5.6	Resumen	116
6	Control y análisis en lazo cerrado del MMJS	117
6.1	Introducción	117
6.2	Estructura de control	119
6.2.1	Control a bajo nivel	119
6.2.2	Elección del sistema de control	122
6.2.3	Sintonización de los controladores	123
6.3	Control del par articular	126
6.3.1	Ancho de banda	126
6.3.2	Impedancia de salida	128
6.3.3	Estabilidad y pasividad	131
6.4	Control de la impedancia	132
6.4.1	Ancho de banda	134
6.4.2	Estabilidad y pasividad	138
6.5	Resumen	141
7	Banco de ensayos, Dummy y ensayos con MMSJ	143
7.1	Introducción	143
7.2	Configuración experimental	144
7.2.1	Banco de ensayo	144
7.2.2	Maniquí para ensayos de impactos: "Dummy"	146
7.2.3	Estructura de control	149
7.3	Ensayos con el MMJS	151
7.3.1	Caracterización en base a datos experimentales del MMJS	151
7.3.2	Aprovechamiento de la dinámica natural	152
7.3.3	Ensayo cuasiestático de seguridad	153
7.3.4	Ensayo de seguridad para colisión dinámica	155
7.4	Resumen	160
8	Conclusiones	163
8.1	Contribución científica	167
8.2	Trabajos futuros	167

Apendice A	Validación del modelo de contacto	171
Apendice B	Esquemas de detección y reacción a colisiones sin sensores adicionales	177
B.1	Técnicas para la detección de impacto	178
B.1.1	Detección directa	178
B.1.2	Detección con observador basado en energía \hat{r}_e	179
B.1.3	Detección con observador basado en velocidad articular \hat{r}_v	180
B.1.4	Detección con observador basado en momento generalizado \hat{r}_p	181
B.2	Esquemas de reacción a colisiones	182
B.2.1	Detención	183
B.2.2	Retorno	183
B.2.3	Compensación de gravedad	183
B.2.4	Reacción de admitancia	184
B.2.5	Reacción de fuerza	185
Referencias		187

Lista de figuras

1.1	Ejemplo de aplicaciones futuras de robots plenamente integrados al espacio humano: manipulación [149], apoyo doméstico [235], asistencia personal [138], cuidado de ancianos [70], ayuda hospitalaria [262] y rehabilitación [12].	3
1.2	Brazo robótico ASIBOT en su espacio de trabajo.	5
2.1	Ejemplos de robots ideados para la interacción física con humanos: (a) ABB Yumi, (b) UR5, (c) Baxter, (d) DualArm Nextage-open y (e) Justin.	11
2.2	Curva de tolerancia Wayne State (aceleración vs duración del pulso), útil para discriminar la peligrosidad de un impacto frontal y directo contra la cabeza humana [145].	20
2.3	Relación del HIC_{15} con la probabilidad de pertenencia a un nivel de la escala AIS.	21
2.4	Directivas y normas relevantes para la seguridad de robots y sistemas robóticos (dentro de la Unión Europea).	31
2.5	Manipuladores ligeros: (a) KUKA LBR iiwa [149], (b) MIRO [270], (c) Barrett [266] y (d) Alexa [71].	38
3.1	Diagrama con los aspectos más relevantes del impacto humano-robot. . . .	46
3.2	Modelo de colisión robot-cabeza.	52
3.3	Modelo de colisión robot-tórax.	53
3.4	Representación geometría equivalente del contacto humano-robot.	54
3.5	Influencia de la masa y la velocidad sobre la fuerza de contacto en cuatro zonas de la cabeza y pecho: (a) temporo-parietal ($F_{fractura} = 3,12kN$), (b) frontal ($F_{fractura} = 4kN$), (c) nasal ($F_{fractura} = 0,34kN$), (d) mandibular ($F_{fractura} = 1,78kN$), y (e) pecho ($F_{fractura} = 3,12kN$).	58
3.6	Influencia de la masa y la velocidad sobre los índices de lesión en cuatro zonas de la cabeza y pecho: (a) temporo-parietal (HIC), (b) frontal (HIC), (c) nasal (HIC), (d) mandibular (HIC) y (e) pecho (CC).	59

3.7	Flexibilidad articular como mecanismo de seguridad para la interacción física humano-robot:(a) máxima fuerza de contacto vs rigidez y (b) HIC_{36} vs rigidez.	62
3.8	Influencia de la masa del eslabón y la rigidez articular sobre la fuerza de contacto en cuatro zonas de la cabeza y pecho: (a) temporo-parietal, (b) frontal, (c) nasal, (d) mandibular y (e) pecho. Todas las simulaciones son realizadas con una velocidad de colisión constante e igual a $2m/s$.	63
3.9	Efecto de la relación de masas del modelo elástico de robot sobre la fuerza de contacto.	64
3.10	Máxima fuerza y esfuerzo de compresión en función al radio de curvatura del robot.	66
3.11	Influencia de las variables elásticas de la cubierta sobre el máximo esfuerzo de compresión producto de un impacto frontal: (a) efecto del módulo de Young y (b) efecto del coeficiente de Poisson.	67
3.12	Influencia del grosor de la cubierta sobre la fuerza de contacto.	68
3.13	Escenas del movimiento de un manipulador y la reacción producto de diferentes algoritmos: detención, retorno, compensación de gravedad, admitancia y fuerza.	69
3.14	Fuerza de impacto con diferentes estrategias reacción: (a) a baja velocidad, (b) a alta velocidad, (c) ampliación de la gráfica (a) alrededor del punto inicial de contacto y (d) ampliación de la gráfica (b) alrededor del punto inicial de contacto.	71
4.1	Esquema mecánico del AwAS: (a) en posición de equilibrio y (b) fuera de la posición de equilibrio.	80
4.2	Linealización exacta por realimentación con controladores lineales de posición y rigidez, para un manipulador articulado con un dispositivo AwAS.	82
4.3	Masa efectiva del ASIBOT y esfera de referencia $S_{er} = 8kg$: (a) $q = [\pi/2, \pi/3, -\pi/3, \pi/4, 0]$, (b) $q = [\pi/2, \pi/3, \pi/3, \pi/4, \pi/4]$ y (c) $q = [\pi/2, 0, \pi/2, 0, \pi/2]$.	88
4.4	Velocidad del ASIBOT y esfera de referencia $S_{ver} = 1,2m/s$: (a) $q = [\pi/2, \pi/3, -\pi/3, \pi/4, 0]$, (b) $q = [\pi/2, \pi/3, \pi/3, \pi/4, \pi/4]$ y (c) $q = [\pi/2, 0, \pi/2, 0, \pi/2]$.	89
4.5	Fuerza de colisión y esfera de referencia $S_{fer} = 200N$: (a) $q = [\pi/2, \pi/3, -\pi/3, \pi/4, \pi/4]$, (b) $q = [\pi/2, \pi/3, \pi/3, \pi/4, \pi/6]$, (c) $q = [\pi/2, \pi/2, 0, 0, 0]$ y (d) $q = [\pi/2, 0, 0, 0, 0]$.	89
4.6	Modelo simplificado del sistema AwAS-ASIBOT-Cabeza.	90

4.7	Seguimiento de la posición y rigidez de la primera articulación del ASIBOT ante diferentes velocidades máximas (V_m): referencias en líneas continuas y salidas en líneas punteadas.	92
4.8	Par externo y elástico en la primera articulación ante diferentes valores de rigidez articular y máxima velocidad de impacto.	93
4.9	HIC y máximo par externo en función a la rigidez.	94
4.10	HIC y máximo par externo en función a la velocidad.	95
5.1	Esquema cinemático de las diferentes alternativas de configuración para la inclusión de elementos elásticos a nivel articular.	101
5.2	Origen del mecanismo: (a) manivela y doble corredera y (b) fuerzas en el seguidor.	102
5.3	Mecanismo con resorte: (a) posición inicial de equilibrio (b) configuración general.	103
5.4	Par externo vs deflexión angular del mecanismo.	105
5.5	Mecanismo Elástico Doble (DSM): (a) posición inicial de equilibrio, (b) primer estado de rigidez y (c) segundo estado de rigidez.	105
5.6	Par externo vs deflexión angular del DSM.	107
5.7	Ilustración del cambio en el ángulo de presión en función de β : (a) posición inicial (b) rotación de la leva de un ángulo β	108
5.8	Proceso iterativo seguido para el diseño del perfil para un $\Delta\beta$: (a) iteraciones y (b) Resultado obtenido para un $\Delta\beta = 1$ con interpolación de curva polinómica de 4°.	108
5.9	Modelo CAD del prototipo MMJS.	109
5.10	Fuerza externa sobre el MMJS: (a) posición inicial; (b) se ejerce una pequeña fuerza externa produciéndose la compresión de los resortes principales y una $\beta < \beta_{th}$; (c) la camisa superior e inferior del resorte secundario se encuentran, como se aprecia en el interior del contorno punteado, debido a que la fuerza externa los ha comprimido hasta su longitud sólida, siendo $\beta = \beta_{max}$	111
5.11	Resultados de la simulación para la colisión estática: (a) par elástico articular en función a la deflexión y (b) rigidez articular en función a la deflexión.	112
5.12	Vista isométrica del prototipo MMJS: (a) vista frontal y (b) vista posterior.	113
5.13	Modelo mecánico del sistema de actuación elástico.	114
5.14	Modelo del actuador y MMJS utilizado para el análisis del control.	116
6.1	Diagrama de bloques del motor eléctrico de corriente continua alimentado por inducción.	119

6.2	Lazo interno de corriente para el control del par motor.	120
6.3	Lazo interno de velocidad para compensar las desventajas del control de corriente.	121
6.4	Diagrama de bloque del sistema de actuación y control. Incluye los lazos de: corriente (amarillo), velocidad (azul) y par elástico (rojo).	124
6.5	Lazo de par elástico articular.	126
6.6	Control del par articular con eslabón de salida bloqueado: (a) respuesta al eslabón y (b) estimación de la función de transferencia para diferentes valores de $\tau_{e,des}$	127
6.7	Respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica de <i>MMJS</i> bajo pequeñas perturbaciones: (a) variación de la k_p^τ y (b) variación de la k_i^τ	129
6.8	Efecto del aumento en la magnitud de la perturbación sobre la impedancia mecánica de <i>MMJS</i> . Respuesta en frecuencia para diez ensayos, con amplitudes que varían uniformemente desde pequeñas oscilaciones (0,02rad), hasta la máxima deflexión del dispositivo (0,18rad).	130
6.9	Análisis de la estabilidad y pasividad del sistema de control de par elástico: (a) evolución de polos y ceros ante el ajuste de la ganancia proporcional e integral del controlador de fuerza y (b) diagrama de Nyquist de la impedancia mecánica y efecto del amortiguamiento.	132
6.10	Lazo para control de impedancia.	133
6.11	Seguimiento de la referencia de posición con el control de impedancia. . . .	134
6.12	Respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica sin masa de salida: impedancia deseada $k_p^q + k_d^q wj$, impedancia observada $Z(wj)$, rigidez del <i>MMJS</i> , y amortiguamiento $nk_p^v(n + k_d^q k_p^\tau)/nk_p^v k_p^\tau + 1$	136
6.13	Respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica de salida con masa de salida.	138
7.1	Banco de ensayo para brazo de 1 GDL con <i>MMJS</i> : base (zona 1), impacto (zona 2), instrumentación (zona 3) y control (zona 4).	144
7.2	Dummy de 1 GDL en traslación: (a) modelo CAD y (b) prototipo.	148
7.3	Configuración experimental para el brazo robot 1 GDL con <i>MMJS</i>	150
7.4	Característica elástica del <i>MMJS</i> (τ_e vs β). Incluye datos experimentales y resultados teóricos basados en el modelo matemático del <i>MMJS</i> . Contiene: (a) perfil elástico para $k_1 = 15,4kN/m$ y (b) perfil elástico para $k_1 = 33,3kN/m$	152
7.5	Consumo de energía del <i>MMJS</i> para diferentes frecuencias durante un período de oscilación, con $k_1 = 15,4kN/m$, $33,3kN/m$ y $56kN/m$	153

7.6	Diferentes puntos de operación del MMJS. Giro en dirección horario y antihorario: (d y e) momento en el que el par umbral es superado ($\tau_i = \tau_{th}$), (c y f) zona de uso elástico ($\tau_i < \tau_{th}$), (b y g) momento en el cual el segundo par umbral es superado ($\tau_i = \tau_{th2}$) y (a y h) máxima deflexión del mecanismo.	154
7.7	Ensayo cuasiestático: (a) fuerza de contacto vs tiempo con y sin el MMJS bajo regulación del par motor, (a) fuerza de contacto vs tiempo con y sin el MMJS bajo regulación de la posición del eje motor y (c) fuerza de contacto vs deflexión en el MMJS bajo regulación de la posición del eje motor. . . .	155
7.8	Fuerza externa ante diferentes condiciones dinámicas de impacto: (a) impacto con baja rigidez, sobre cubierta blanda, a 0,5m/s; (b) impacto con alta rigidez, sobre cubierta blanda, a 0,5m/s; (c) impacto con baja rigidez, sobre cubierta rígida, a 0,5 m/s; (d) impacto con alta rigidez, sobre cubierta rígida, a 0,5m/s; (f) impacto con baja rigidez, sobre cubierta blanda, a 2,5m/s; (g) impacto con alta rigidez, sobre cubierta blanda, a 2,5 m/s, e (h) impacto con baja rigidez, sobre cubierta rígida, a 2,5m/s; (i) impacto con alta rigidez, sobre cubierta rígida, a 2,5m/s.	157
A.1	Modelo de impacto entre robot y cabeza humana.	171
A.2	Comparación entre datos simulados y resultados experimentales para diferentes regiones de la cabeza: (a y b) temporo-parietal, (c y d) frontal, (e y f) nasal, (g) maxilar y (h) mandibular.	173
A.3	Comparación entre datos simulados y resultados experimentales para diferentes regiones de la cabeza: (a y b) temporo-parietal, (c y d) frontal, (e y f) nasal, (g) maxilar y (h) mandibular.	175

Lista de tablas

2.1	Ejemplos de algunas escalas de severidad, ordenadas cronológicamente y clasificadas según su base en: anatómica (A), fisiológica (F) y mixta (M).	14
2.2	Ejemplo de posibles lesiones ordenadas bajo la escala abreviada de lesiones (AIS).	16
2.3	Tolerancia a fracturas ante un impacto directo (zona facial y craneal).	19
2.4	Resumen de criterios de lesión en cabeza.	24
2.5	Tolerancia a las lesiones de cuello.	25
2.6	Tolerancia a las lesiones de tórax.	27
3.1	Parámetros de referencia para el modelo de colisión.	57
4.1	Parámetros de simulación del sistema AwAS-ASIBOT-Cabeza.	90
5.1	Especificaciones del MMJS.	113
7.1	Modelo biomecánico del sistema cabeza-cuello: ilustración y valores promedios.	147
7.2	Parámetros del diagrama experimental.	150
7.3	Aceleración máxima del maniquí e índices de lesión para distintas configuraciones.	160
A.1	Condiciones experimentales recopiladas para diferentes ensayos de impacto con cadáveres. Zonas de contacto: temporo-parietal (TP), Frontal (F), Nasal (N), mandibular (MAN) y maxilar(MAX)	172
A.2	Parámetros documentados e identificados durante la validación del contacto con cubierta.	174

Lista de símbolos y acrónimos

Manipulador

\ddot{q}	Vector de aceleración articular
\dot{q}	Vector de velocidad articular
\mathcal{E}	Energía mecánica
\mathcal{K}	Energía cinética
\mathcal{P}	Potencia instantánea
\mathcal{U}_g	Energía potencial gravitatoria
\mathcal{U}	Energía potencial
\mathbf{p}	Momento generalizado
τ_m	Vector de par motor
τ_{ext}	Vector de par externo
τ_f	Vector de fricción articular
τ	Vector de pares
$\tau_g(q)$	Vector de par gravitacional
$C(q, \dot{q})$	Matriz de Coriolis
g	Gravedad
g_0	Vector de aceleración por gravedad
$M(q)$	Matriz de inercia

m_i	Masa del i -ésimo conjunto articulación-eslabón
q	Vector de posición articular
r_{ci}	Vector del centro de masa del i – ésimo conjunto articulación-eslabón

Modelo de impacto

δ	Deformación relativa
ω_c	Velocidad angular en el punto de contacto
$\overline{j_2 c_h}$	Centro de masa de la cabeza
$\overline{j_1 c_{cu}}$	Centro de masa del cuello
σ_c	Esfuerzo de compresión normal a la superficie en contacto
σ_{rmax}	Máxima tensión radial en los bordes de la superficie de contacto
ν_c	Coefficiente de Poisson de la cubierta
ν_h	Coefficiente de Poisson del hueso
ν_p	Coefficiente de Poisson de la piel
ν_r	Coefficiente de Poisson del robot
a_c	Radio máximo de la superficie en contacto
d_c	Amortiguamiento equivalente del cuello
d_{c1}	Amortiguamiento de la articulación j_1
d_{c2}	Amortiguamiento de la articulación j_2
D_{cc}	Matriz de amortiguamiento del sistema cabeza-cuello
E_c	Módulo de Young de la cubierta
E_h	Módulo de Young del hueso
E_p	Módulo de Young de la piel
E_r	Módulo de Young del robot
F_{ext}	Vector de fuerza de contacto

I_r	Inercia efectiva del manipulador
I_{cu}	Inercia del cuello
I_c	Inercia de la cabeza
J_{cc}	Matriz jacobiana del sistema cabeza-cuello
K	Matriz de rigidez
k_c	Rigidez equivalente del cuello
k_h	Rigidez en la zona de contacto
k_{c1}	Rigidez de la articulación j_1
k_{c2}	Rigidez de la articulación j_2
K_{cc}	Matriz de rigidez del sistema cabeza-cuello
k_{ch}	Rigidez equivalente entre cobertura y hueso
k_{er}	Rigidez efectiva del manipulador
k_{rh}	Rigidez equivalente entre robot y hueso
l_1	Longitud del cuello
l_2	Longitud de la cabeza
M_{cc}	Matriz de inercia del sistema cabeza-cuello
m_{cu}	Masa del cuello
m_c	Masa de la cabeza
m_{ea}	Masa efectiva del rotor y del sistema de transmisión.
m_{ecc}	Masa efectiva del conjunto cabeza-cuello
m_{ee}	Masa efectiva del esternón
$m_{er'}$	Masa efectiva del manipulador sin considerar la masa reflejada del sistema de actuación
m_{er}	Masa efectiva del manipulador

m_{ev}	Masa efectiva de las vértebras
n_{ch}	Exponente de no linealidad entre cobertura y hueso
n_{rh}	Exponente de no linealidad entre robot y hueso
r_h	Radio del humano en el modelo de contacto
r_o	Distancia entre un punto de interés sobre la superficie de contacto y el centro de la misma
r_r	Radio del robot en el modelo de contacto
u	Vector unitario colineal con la fuerza de contacto
v_c	Velocidad lineal en el punto de contacto
w_c	Ancho de la cubierta del robot
x_c	Punto de contacto
x_r	Posición del robot para el modelo de colisión
x_{cc}	Posición de la cabeza para el modelo de colisión
x_e	Posición del esternón para el modelo de colisión
x_v	Posición de las vértebras para el modelo de colisión
\dot{x}_c	Velocidad en el punto de contacto
ρ_e	Densidad de energía de potencial elástico
σ_{cmax}	Máximo esfuerzo de contacto
f_{ext}	Componentes lineales del vector de fuerza de contacto F_{ext}
$J_{\omega c}(q)$	Matriz Jacobiana de contacto asociada a la velocidad angular
$J_c(q)$	Matriz Jacobiana de contacto
$J_{vc}(q)$	Matriz Jacobiana de contacto asociada a la velocidad lineal
m_{ext}	Componentes angulares del vector de fuerza de contacto F_{ext}

Sistema de detección y reacción

$\hat{r}_e(t)$	Estimador de perturbación basado en energía
$\hat{r}_v(t)$	Estimador de perturbación basado en velocidad
$\hat{r}_p(t)$	Estimador de perturbación basado en momento generalizado (p)
K_a	Matriz proporcional para la reacción de admitancia
q_A	Configuración articular inicial
q_B	Configuración articular final
q_d	Vector de posición articular deseada
t_c	Instante de tiempo en el que ocurre el impacto
$\hat{\tau}_{ext}$	Par externo estimado
K_o	Matriz proporcional del observador de fuerza externa
k_o	Constante del observador de fuerza externa
K_r	Matriz proporcional para la reacción de fuerza
MMJS	
$C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^P$	Controlador prealimentado de la velocidad del motor a través del par motor
$C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R$	Controlador realimentado de la velocidad del motor a través del par motor
$C_{q \rightarrow \tau}^R$	Controlador realimentado de posición a través del par elástico
$C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^P$	Controlador prealimentado del par elástico a través la velocidad del motor
$C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^R$	Controlador realimentado del par elástico a través la velocidad del motor
$C_{\tau_e \rightarrow \tau_m}^P$	Controlador prealimentado del par elástico a través del par motor
$C_{\tau_e \rightarrow \tau_m}^R$	Controlador realimentado del par elástico a través del par motor
β_{max}	Máxima deflexión permitida
β_{th}	Umbral de deflexión
τ_{i2}	Par aplicado sobre la manivela durante el segundo estado de rigidez
F_{2S0}	Fuerza de precarga del muelle secundario

k_{eq2}	Rigidez equivalente durante el segundo estado de rigidez
$\hat{\tau}_e$	Par elástico articular estimado
\hat{q}	Posición articular estimada
T_c	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta al par motor deseado
$\dot{\phi}$	Velocidad de rotación del eje motor
η	Eficiencia del reductor
τ_i	Par aplicado sobre la manivela
$\tau_{e,d}$	Par elástico deseado
τ_{em}	Par externo que actúa sobre el rotor
$\tau_{m,d}$	Par motor deseado
τ_{th2}	Par umbral secundario
τ_{th}	Par umbral del MES
ϕ	Posición del eje motor
ϕ_d	Posición deseada del eje motor
A_p	Ángulo de presión de la leva
d_{mmjs}	Coeficiente de fricción viscosa articular del MMJS
F_c	Fuerza de contacto entre manivela y pistón
f_q	Ancho de banda del lazo de impedancia con masa de salida despreciable
F_r	Fuerza de respuesta sobre el pistón
F_{1S0}	Fuerza de precarga del muelle principal
f_{cor}	Ancho de banda del lazo de corriente
f_{q2}	Ancho de banda del lazo de impedancia con masa de salida no despreciable
F_{S0}	Fuerza de precarga del muelle
f_v	Ancho de banda del lazo de velocidad

f_{cem}	Fuerza contra electromotriz
i_m	Corriente de armadura
$i_{m,d}$	Corriente de armadura deseada
k	Rigidez del muelle
k_1	Rigidez del muelle principal
k_2	Rigidez del muelle secundario
k_a	Constante de par
k_m	Constante de velocidad del motor
k_{eq}	Rigidez equivalente
k_{mmjs}	Rigidez articular del MMJS
l_m	Inductancia de armadura
P_e	Función de transferencia directa del subsistema eléctrico del motor
P_l	Función de transferencia directa del eslabón de salida
P_m	Función de transferencia directa del subsistema mecánico del motor
PD	Controlador proporcional derivativo
PI	Controlador proporcional integral
PID	Controlador proporcional integral derivativo
r	Distancia del eje de rotación al punto de contacto con el rodillo
r_0	Distancia r cuando el vector de deformación articular es cero ($\beta = 0$)
r_m	Resistencia equivalente de armadura
s_0	Compresión del muelle
s_2	Compresión del muelle secundario
S_c	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a la f_{cem}
S_v	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a el par externo

T_v	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a la la velocidad deseada
u_m	Tensión de alimentación del motor
y	Desplazamiento del pistón
y_0	Desplazamiento superior del pistón
y_a	Desplazamiento inferior del pistón
Z	Impedancia mecánica definida en base a la posición de salida
Z_v	Impedancia mecánica definida en base a la velocidad de salida
k_d^q	Constante derivativa del controlador $C_{q \rightarrow \tau}^R$
k_i^τ	Constante integral del controlador $C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^R$
k_i^{cor}	Constante integral del controlador $C_{i \rightarrow u}^R$
k_i^v	Constante integral del controlador $C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R$
k_p^τ	Constante proporcional del controlador $C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^R$
k_p^{cor}	Constante proporcional del controlador $C_{i \rightarrow u}^R$
k_p^q	Constante proporcional del controlador $C_{q \rightarrow \tau}^R$
k_p^v	Constante proporcional del controlador $C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R$
S_τ	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a el par externo
$S_{\tau_{ext}}$	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a el par externo
T_τ	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a la velocidad deseada
T_q	Función de transferencia a lazo cerrado como respuesta a la posición deseada
$C_{i \rightarrow u}^R$	Controlador realimentado de corriente a través de tensión de alimentación del motor

Otros Símbolos

β	Vector de deformación articular o deflexión
---------	---

$\ddot{\theta}$	Vector de aceleración articular de actuadores
$\dot{\theta}$	Vector de velocidad articular de actuadores
$\eta_{q,\theta}(t)$	Dinámica no modelada
\hat{a}	Aceleración instantánea normalizada
$\Psi(x_e)$	Vector de transformación de estado
τ_e	Vector de par elástico
τ_k	Vector de par motor para el ajuste de rigidez
θ	Vector de posición articular de actuadores
a	Aceleración instantánea de la cabeza
B	Matriz de inercia de actuadores
b_θ	Momento de inercia del eje motor
b_a	Inercia del sistema motor-husillo
d_θ	Coefficiente de fricción viscosa del eje motor
d_a	Coefficiente de fricción viscosa del sistema motor-husillo
d_q	Coefficiente de fricción viscosa del eslabón de salida
e	Error de seguimiento
g	Gravedad
$h(q, \dot{q})$	Vector que agrupa a las fuerzas normales, tangenciales, coriolis y gravedad
I_e	Inercia del eslabón
I_r	Inercia reflejada
k	Vector de rigidez
k_s	Rigidez de los resortes internos del AwAS
l	Distancia al centro de masa del eslabón de salida
m_q	Momento de inercia del eslabón de salida

n	Factor de reducción
n_1	Relación de transmisión de la reductora asociada al motor de posición
n_2	Relación de transmisión de la reductora asociada al motor de rigidez
P	Matriz de control del AwAS
p	Relación de transmisión del husillo
$Q(x_e)$	Matriz de desacoplo
r	Ubicación de los resortes con respecto al eje motor en AwAS
r_k	Grado relativo de la salida k
r_q	Grado relativo de la salida q
S_{ev}	Esfera de referencia de masa
S_{fer}	Esfera de referencia de fuerza
S_{ver}	Esfera de referencia de velocidad
T	Tiempo de duración de un pulso
u	Vector de entrada
v_k	Vector de entrada asociada a la rigidez del sistema linealizado
v_q	Vector de entrada asociada a la posición del sistema linealizado
w_{kn}	Coefficiente de control lineal de rigidez
w_{qn}	Coefficiente de control lineal de posición
x_e	Vector de estado
z	Vector de estado del sistema linealizado

Acrónimos / Abreviaturas

<i>AAAM</i>	Association for the Advancement of Automotive Medicine
<i>AIS</i>	Abbreviated Injury Scale
<i>AP</i>	Anatomic Profile

<i>APACHE</i>	Acute Physiological And Chronic HEalth
<i>ASCOT</i>	A Severity Characterization Of Trauma
<i>AwAS</i>	Actuator with Adjustable Stiffness
<i>C</i>	Compression
<i>CC</i>	Compression Criterion
<i>CE</i>	Conformité Européenne
<i>cHRI</i>	cognitive Human Robot Interaction
<i>DSM</i>	Double Spring Mechanism
<i>EPOSr</i>	Easy to use POsitioning System
<i>FPGA</i>	Field Programmable Gate Array
<i>GAMBIT</i>	Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold
<i>GCS</i>	Glasgow Coma Scale
<i>GDL</i>	Grados De Libertad
<i>GSI</i>	Gadd Severity Index
<i>HIC</i>	Head Injury Criterion
<i>ICD – 9</i>	International Classification of Diseases Version 9
<i>IEC</i>	International Electrotechnical Commission
<i>ISO</i>	International Standarization Organization
<i>ISS</i>	Injury Severity Score
<i>MEF</i>	Modelos de Elementos Finitos
<i>MES</i>	Mecanismo Elástico Simple
<i>MM</i>	Modelos Multicuerpo
<i>MMC</i>	Modelos de Masa Concentrada
<i>MMJS</i>	Mechanism of Multiple Joint Stiffness

<i>MPI</i>	Maximum Power Index
<i>MSC</i>	Maximum Mean Strain Criterion
<i>N_{ij}</i>	NHTSA Neck Injury Criteria
<i>N_{km}</i>	Schmitt Neck Injury Criteria
<i>NHTSA</i>	National Highway Traffic Safety Administration
<i>NIC</i>	Neck Injury Criteria
<i>NISS</i>	New Injury Severity Score
<i>pHRI</i>	physical Human Robot Interaction
<i>PPR</i>	Pulsos Por Revolución
<i>RCP</i>	Robots para el Cuidado Personal
<i>RTS</i>	Revised Trauma Score
<i>SEA</i>	Serie Elastic Actuator
<i>TCP</i>	Tool Center Point
<i>TI</i>	Trauma Index
<i>TRISS</i>	Trauma Injury Severity Score
<i>TS</i>	Trauma Score
<i>TTI</i>	Thoracic Trauma Index
<i>VC</i>	Viscous Criterion
<i>VII</i>	Vienna Institute Index
<i>VSA</i>	Variable Stiffness Actuator

Capítulo 1

Planteamiento y motivación

1.1 Introducción

Un escenario futuro donde diferentes tipos de robots comparten espacio con los seres humanos, interactuando activamente con ellos, e incluso colaborando en actividades muy propias del quehacer humano, parece ser el sueño de muchos. Sin embargo, la mayor parte de los sistemas robotizados que existen en la actualidad carecen de las capacidades necesarias para poder asumir con éxito tan ambiciosa tarea. Hoy en día, las aplicaciones robóticas más comunes están ligadas al sector industrial, y consideran que los robots deben operar alejados de los seres humanos. Por lo tanto y de cara a favorecer criterios de seguridad y productividad propios del sector, el diseño de los robots industriales no contempla la interacción física directa con seres vivos.

Los robots que pretendan interactuar con los seres humanos tendrán que ser diseñados para desenvolverse apropiadamente en un entorno acondicionado física, cognitiva y socialmente por la presencia del hombre. Deberán asumir que el ser humano no sólo es un cuerpo físico, dotado de órganos que le permite cumplir las funciones vitales y que le facilitan el contacto con el entorno; sino que también tiene una mente, que le permite pensar, sentir, recordar e interactuar con otros seres humanos.

El desafío de diseñar robots centrados en el ser humano ha sido un tema de intensa investigación dentro de la comunidad robótica en las últimas dos décadas. Actualmente se pueden distinguir dos grandes enfoques dirigidos a facilitar el acercamiento entre humanos y robots. El primero, se concentra en el estudio de acciones del tipo cognitivo y social que se conoce como cHRI (cognitive Human Robot Interaction), y tiene como objetivo final dotar al robot de una arquitectura que le permita: mostrar, observar, imitar, hablar, expresar, aprender y razonar acerca de cómo comportarse frente a la presencia del hombre [28]. El segundo enfoque, se dedica al estudio del intercambio de acciones físicas entre humano y robot, este

es conocido como pHRI (physical Human Robot Interaction), y contempla la coexistencia útil de robots y humanos en un espacio común, donde el contacto físico permanente o eventual se hace presente [60].

Una primera generación de robots, creados para operar estrechamente con los seres humanos y destinados principalmente a la interacción social, ha demostrado el enorme potencial que tiene esta área [27, 114, 183, 193, 203]. Sin embargo, muchos de estos robots limitan parcialmente la interacción física a fin de minimizar el riesgo de lesiones sobre el ser humano o daños sobre el sistema robótico en cuestión. Esto se logra reduciendo al mínimo el espacio de trabajo común, o haciendo uso de robots pequeños, livianos, lentos, débiles o de manipulabilidad limitada; lo que se traduce claramente en una pérdida de capacidades físicas que pueden ser necesarias en algunas aplicaciones. Si bien es cierto, que esta primera generación de robots garantizó la seguridad a expensas de la reducción del rendimiento, para poder potenciar otras capacidades como las cognitivas o sociales. No deja de ser cierto también, que estos diseños pioneros han permitido comprender que uno de los problemas más críticos, que obstaculiza la entrada de los robots en entornos compartidos con los seres humanos, no es otro que la seguridad.

En el presente, y gracias a recientes avances en el diseño mecánico, sensorización, control y planificación; es posible pensar en una nueva generación de robots destinados no sólo a compartir espacio, sino a coexistir y cooperar con los seres humanos de forma activa y segura. Esto abre las puertas a un nuevo horizonte, tanto para la robótica industrial como para la de servicios, con aplicaciones como las que se ilustran en la Figura 1.1, donde es posible apreciar: robots de manipulación cooperativa para trabajos industriales, robots para el apoyo en actividades domésticas, robots para la asistencia a personas con discapacidades físicas, robots para el cuidado de ancianos, robots de ayuda hospitalaria, robots para la rehabilitación o robots para el entretenimiento. Todas estas posibles aplicaciones comparten la necesaria interacción física directa, segura y fiable, entre robots y humanos.

A pesar del gran esfuerzo de investigación, e incluso a la existencia de algunos robots ya comercializados para aplicaciones que implican la integración física con los humanos, aún existen grandes desafíos para poder garantizar la seguridad absoluta, sin disminuir el rendimiento más allá del necesario para ser eficaz en la aplicación. El riesgo que más preocupa, es la evidente posibilidad de que se produzca un contacto físico entre humano y robot, el cual genere un esfuerzo superior al esperado, y pueda causar dolor o lesión en el cuerpo humano.

Para solucionar este problema, se estudian principalmente dos tipos de acciones: las dirigidas a evitar que se produzca la colisión y las encargadas de atenuar al máximo los posibles daños o molestias causados cuando es inevitable el contacto. La primera, también

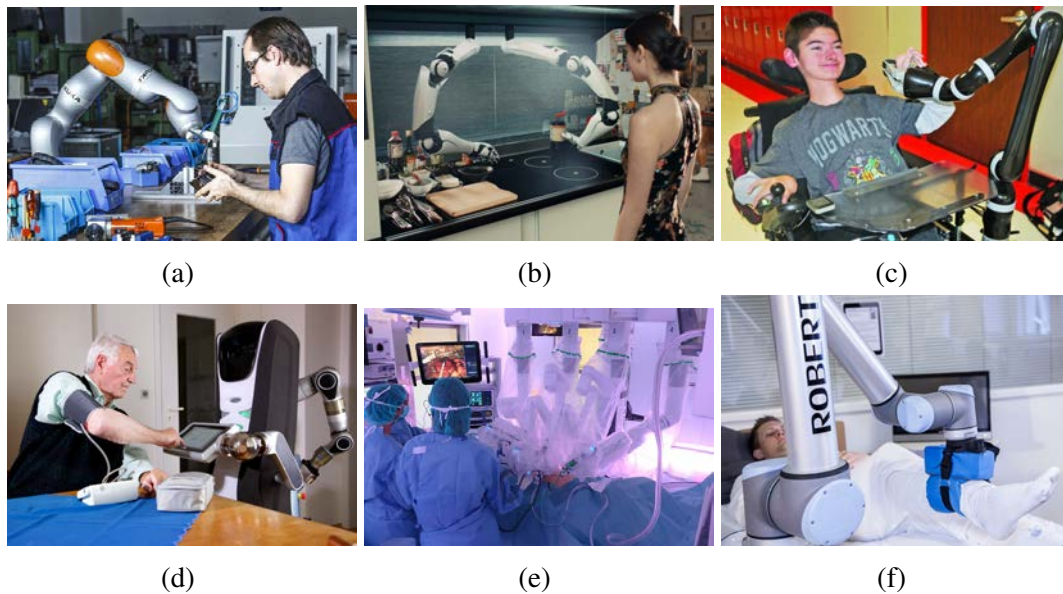


Figura 1.1 Ejemplo de aplicaciones futuras de robots plenamente integrados al espacio humano: manipulación [149], apoyo doméstico [235], asistencia personal [138], cuidado de ancianos [70], ayuda hospitalaria [262] y rehabilitación [12].

conocida como acciones de precolisión, se basa en la correcta planificación de las trayectorias, la existencia de un sistema de percepción para predecir la ocurrencia de eventos indeseados, y la disponibilidad de un sistema de replanificación de trayectorias que garantiza la evasión del contacto. Por otro lado, el segundo tipo de acciones, llamadas acciones de postcolisión, pueden ser de tipo activas o pasivas, las activas requiere de la medición o estimación de la fuerza de contacto y de un sistema de control que reaccione a dicha fuerza; las pasivas permiten reducir la fuerza máxima de contacto gracias a mecanismos y materiales dispuestos en el propio cuerpo del robot.

Las estrategias de precolisión y las activas de postcolisión pueden fallar producto de su dependencia de otros sistemas como el de sensorización, actuación o control. Por esta razón, en la última década se ha prestado mucha atención a los sistemas de postcolisión pasivos, como último recurso para garantizar la seguridad ante colisiones, y como única alternativa para conseguir lo que se conoce como robots intrínsecamente seguros, es decir, robots cuya seguridad no está condicionada a ningún otro sistema susceptible a fallos. Ejemplo de estas estrategias son: los diseños de robots ligeros [104], la adición de coberturas viscoelásticas suaves [213] o la incorporación de elementos elásticos a nivel articular [89].

Aún existen numerosos problemas que solucionar antes de poder hacer realidad la coexistencia plena. Se necesita un cuidadoso análisis de riesgo que incluyan los posibles tipos de lesiones que puede ocasionar el contacto entre robot y humano. Hace falta una mejor

comprensión del efecto que tienen los parámetros principales que caracterizan la dinámica de los robots sobre la gravedad de estas lesiones. Se requieren modelos de colisión que permitan simular el contacto bajo diferentes condiciones, ofreciendo información cuantitativa y cualitativa del tipo y nivel de lesión. Además, es necesario establecer protocolos de ensayos de impactos para aplicaciones robóticas, así como trasladar el conocimiento a normas y reglamentos de seguridad. Por otra parte, es primordial avanzar en el diseño de nuevos mecanismos pasivos, estructuras, coberturas o nuevas soluciones de flexibilidad estructural, que ofrezcan una alternativa tecnológica viable de cara a garantizar el correcto equilibrio entre seguridad y desempeño.

La segura interacción física humano-robot es un tema abierto a la investigación, y en este sentido, la presente tesis ofrece un análisis del riesgo de los brazos robóticos asistenciales de cara a un posible impacto sobre usuarios, brinda un modelo de impacto para la cuantificación de lesión durante las colisiones, analiza la influencia de diferentes factores de diseño de brazos robóticos que favorecen el diseño intrínsecamente seguro. Además, evalúa dos novedosos sistemas mecánicos articulares como alternativas para la mejora en la seguridad y rendimiento para brazos robóticos destinados a la cooperación y asistencia.

1.2 Motivación

La asistencia personal es una de las aplicaciones que despierta mayor interés dentro del campo de la interacción física humano-robot. En este sentido, los brazos robóticos asistenciales han venido siendo diseñados para la ejecución de diferentes actividades físicas, que favorecen el bienestar de personas con discapacidad en las extremidades superiores, permitiéndoles ejecutar tareas cotidianas que no pueden realizar con sus propios brazos. La plena inclusión de este tipo de robots dentro del entorno humano, así como la posibilidad de ofrecer una interacción física segura, libre y eficaz con el usuario, permitirá aumentar considerablemente la autonomía de las personas afectadas.

Desde hace ya algunos años, el laboratorio de robótica de la Universidad Carlos III de Madrid investiga sobre el diseño y desarrollo de brazos robóticos asistenciales. Producto de esta investigación hoy en día cuentan con un brazo robótico de diseño propio conocido con el nombre de ASIBOT (Figura 1.2). Un manipulador asistencial diseñado para brindar apoyo a personas con movilidad reducida, que cuenta con cinco grados de libertad, pesa aproximadamente 13kg, y dispone de una estructura simétrica con un mecanismo de anclaje en cada uno de sus extremos [126].

El robot ASIBOT ha sido diseñado para ser modular y capaz de funcionar tanto en entornos estructurados como no estructurados. Puede desplazarse entre estaciones de anclaje



Figura 1.2 Brazo robótico ASIBOT en su espacio de trabajo.

estáticas situadas en su entorno, lo que le permite navegar con precisión y de manera fiable entre diferentes espacios de trabajo, pudiendo por ejemplo trasladarse desde una silla de ruedas a otro punto de interés como: mesas, camas, paredes o lavabos. Su versatilidad aporta importantes novedades a las personas discapacitadas, mayores con necesidades especiales y al público en general.

Si bien ASIBOT es un robot asistencial diseñado para ser flexible respecto a su entorno, la seguridad que ofrece actualmente es producto de la combinación de una baja velocidad de operación y un mediano peso. La pregunta natural que surge entonces es: ***¿Cómo mejorar el desempeño de ASIBOT y al mismo tiempo garantizar en todo momento la seguridad de las personas que comparten entorno con él?***

La respuesta a esta pregunta implica considerar una gran cantidad de variables, en especial porque el hablar de seguridad implica discutir sobre la confiabilidad del software, los posibles fallos mecánicos o eléctricos, los errores humanos en la interfaz con el robot, etc. Por lo tanto, para resolver esta incógnita es necesario primero limitar el tema de seguridad, y en este caso concentrar los esfuerzos únicamente en evitar o minimizar el daño que puede ocurrir cuando un eslabón del brazo robótico impacta sobre un ser humano, durante la ejecución de un movimiento planificado de antemano.

Se espera que los resultados alcanzados en esta investigación permitan establecer criterios de diseño mecánico y de control, enfocados en las necesidades impuestas por el ser humano y el entorno que comparte con el robot. Además, a fin de garantizar una interacción física eficaz y segura con los usuarios, es importante que estos criterios puedan ser extrapolables al diseño de futuras versiones de ASIBOT o de otros manipuladores asistenciales o de cooperación, que pretendan ser seguros y de alto desempeño.

1.3 Objetivos de la tesis

El objetivo principal de esta tesis doctoral es ofrecer un conjunto de herramientas que faciliten la toma de decisiones al momento de diseñar brazos robóticos destinados a la coexistencia y cooperación con seres humanos. Este trabajo presta especial atención en los daños que pueden ocasionar un brazo robótico cuando impacta sobre un ser humano de forma inesperada, y en el consecuente diseño de soluciones mecánicas y de control destinadas a la eliminación o minimización de las lesiones que dicho evento puede ocasionar.

La presencia del robot en un entorno parcialmente desconocido, potencia el riesgo de contactos inesperados con el medio ambiente o los seres humanos. Razón por la cual, y a diferencia de sus homólogos clásicos, la reducción del riesgo de lesiones por colisión constituye probablemente uno de los mayores retos presentes dentro del marco de la interacción física entre humanos y robot. Por lo tanto, y para la consecución del objetivo principal de este trabajo de investigación, un conjunto de metas específicas han sido planteadas:

- Proporcionar un modelo simplificado de colisión, que permita cuantificar el nivel de daño, y comprender mejor los mecanismos de lesión tras el contacto inesperado entre un brazo robótico y algunas de las zonas más sensibles del cuerpo humano (cabeza y tórax).
- Analizar la influencia que tienen los parámetros dinámicos de los manipuladores y el entorno sobre la gravedad de las posibles lesiones que el impacto involuntario puede ocasionar.
- Desarrollar una técnica de control que permita evaluar el desempeño de los actuadores de rigidez variable como un posible mecanismo semiactivo para la atenuación de daños producto de la colisión humano-robot.
- Diseñar y experimentar un novedoso sistema elástico de desacople que permita mejorar el desempeño y seguridad en robots que interactúan en un entorno poco estructurado y compartido con seres humanos.

1.4 Estructura de la memoria

Conceptualmente esta investigación está dividida en tres partes. La parte introductoria plantea los inconvenientes asociados con el acercamiento de brazos robóticos a entornos humanos, y repasa información relativa a la biomecánica de lesiones y al estado actual de la interacción física en términos de seguridad. La segunda parte presenta un modelo de impacto

y el consecuente análisis de la influencia que tiene los diferentes parámetros, que caracterizan al robot y al humano, sobre el nivel del daño que puede causar el contacto. Finalmente, la última etapa de esta investigación resume un conjunto de desarrollos, sobre técnicas de control y diseño mecatrónico asociado con la presencia de elementos elásticos articulares sobre los brazos robóticos seguros.

Estructuralmente este documento está organizado en ocho capítulos y dos apéndices, cuyo contenido queda descrito a continuación:

Capítulo 1. Presenta una breve introducción al área de investigación en la que se circunscribe esta tesis, ofrece un repaso por la evolución de la idea de interacción entre humano y robot, expone los motivos principales por los cuales se desarrolla esta tesis, describe los principales objetivos que se plantean y finalmente detalla la estructura de este documento.

Capítulo 2. Cubre el estado del arte de los diferentes temas de investigación asociados con esta tesis, entre los cuales destacan: la interacción física entre humano y robot; la biomecánica de lesión desde el punto de vista biomédico y forense; las directrices y normas actuales de seguridad vinculadas con la robótica industrial y de servicio; las alternativas de diseños intrínsecamente seguros, y el control y planificación de trayectoria que se estudian hoy en día.

Capítulo 3. Comienza identificando los parámetros más relevantes que condicionan el nivel de lesión durante un impacto. Luego, y a fin de ofrecer un análisis cuantitativo de la influencia de estos parámetros, se desarrolla un nuevo modelo de colisión que acopla la dinámica del cuerpo humano y del brazo robótico, e incluye las propiedades superficiales de ambos. Además de los parámetros físicos, en este capítulo también se presenta un estudio del efecto que tiene la inclusión de estrategias reactivas de respuesta a la colisión sobre la reducción del daño.

Capítulo 4. Propone y evalúa el control de actuadores de rigidez variable como mecanismos de desacople dinámico de inercias y sistema de reducción de fuerza de contacto durante un impacto. A partir del conocido como modelo dinámico de manipuladores con flexibilidad articular, se incluye la dinámica propia de los actuadores de ajuste elástico y se abordan las particularidades del problema de control a través de la linealización por realimentación, con el fin de analizar el efecto que tiene el uso del mismo sobre un manipulador asistencial real (por ejemplo: ASIBOT).

Capítulo 5. Presenta el diseño y la implementación de un novedoso mecanismo de múltiple rigidez articular, ideado para mejorar la seguridad y rendimiento de manipu-

ladores. Contiene una detallada descripción de todas las etapas del diseño conceptual y mecánico, así como los pormenores de la implementación final del sistema y un modelo dinámico útil para el diseño de controladores.

Capítulo 6. Aporta los detalles del control del mecanismo de múltiple rigidez articular diseñado en el capítulo anterior y explica el efecto de su implementación sobre la seguridad. Además, estudia las características de dicho controlador como sistema regulador de par e impedancia durante el eventual contacto o impacto.

Capítulo 7. Presenta la validación experimental de las investigaciones realizadas en los capítulos anteriores. Describe además el banco de ensayo desarrollado para dicha validación y el diseño de un sistema mecánico cuya dinámica es equivalente a la de la cabeza de un ser humano.

Capítulo 8. Recopila las conclusiones y posibles trabajos futuros sugeridos a partir de los resultados presentados.

Apéndice A. Estima el valor de los parámetros, y evalúa la validez del modelo de impacto propuesto en el capítulo 3. Para ello, utiliza datos experimentales obtenidos de la literatura forense y ajusta los parámetros característicos del modelo de impacto, con el objetivo de minimizar el error cuadrático medio normalizado de la fuerza de colisión. Donde la estimación y la validación, se realizan en función a ubicación de la zona de contacto; el tamaño, masa y forma del impactador; la velocidad relativa del impacto y las restricciones de movimiento presentes.

Apéndice B. Describe la teoría básica que sostiene el desarrollo de diversas técnicas de detección y reacción a colisiones. Las cuales son evaluadas como sistemas de atenuación de daños durante el capítulo 3. Además, destaca las ventajas y desventajas que puede ofrecer cada una de las técnicas..

Capítulo 2

Interacción física humano-robot

2.1 Introducción

El mayor representante de la robótica industrial es el manipulador. Un robot ideado como una cadena cinemática, normalmente abierta, de varios grados de libertad, formado por eslabones y articulaciones. Los eslabones son por definición estructuras con muy poca capacidad de deformación elástica, habitualmente de acero o aluminio, que unen una articulación con otra desde la base hasta un efector final. Las articulaciones permiten el movimiento relativo entre eslabones consecutivos, gracias a un sistema de actuación y de transmisión, que está acoplado a cada eslabón.

El uso de eslabones y componentes de transmisión rígida, así como de sistemas de control basados en el posicionamiento y el seguimiento de trayectorias, ha permitido conseguir sistemas robóticos fiables, precisos, rápidos y relativamente fáciles de controlar. Características ideales en las aplicaciones industriales, donde el manipulador se encuentra aislado de los seres humanos, en un entorno altamente estructurado, realizando tareas repetitivas a alta velocidad. Sin embargo, el creciente interés por el uso de robots fuera del ámbito estrictamente industrial, ha traído consigo nuevas demandas a la hora de diseñar. Quedando cada vez más claro que el enfoque de cuerpos rígidos, controlados por posición, tiene limitaciones significativas, relacionadas con la seguridad, la eficiencia energética y la capacidad de interacción.

Particular interés tienen las aplicaciones robóticas que requieren que humanos y robots compartan espacio, e interactúen físicamente de forma activa dentro de un entorno dinámico que habitualmente ha pertenecido al hombre. En estos casos, la presencia del hombre dentro del sistema condiciona profundamente los requerimientos de diseño del robot, más aún, cuando se considera como referencia la estructura mecánica de los manipuladores industriales.

La mayor amenaza presente durante la interacción humano-robot, es que en un momento indeterminado se produzca un contacto indeseado entre ambos, el cual pueda ocasionar dolor o daños al ser humano. En los últimos años la comunidad científica [189, 224, 236, 238], los organismos de normalización [97, 303] y los fabricantes de robots [2, 15, 149, 178] han prestado mucha atención a este tema. En este sentido, y para aumentar la seguridad del ser humano, todos los aspectos del diseño del manipulador, incluyendo la mecánica, la electrónica y el software, han tenido que ser reconsiderados.

Producto de estas reconsideraciones, recientemente un nuevo conjunto de robots ha aparecido en escena, demostrando el potencial y la viabilidad para compartir espacio en una forma activa y segura. Se trata de manipuladores robóticos cuyo novedoso diseño mecánico y de control, centrado en el ser humano, permite abrir un gran abanico de posibilidades en cuanto a aplicaciones se refiere. Conceptos novedosos, que toman en consideración el posible contacto físico entre el humano y el robot durante la etapa de diseño, permitiendo mitigar considerablemente el riesgo de lesiones producto del contacto accidental. Avances en los sistemas de percepción y planificación, basados en el estudio del movimiento humano, facilitan una aproximación agradable y eficiente con los robots. La evolución en las estrategias de control asociadas con la interacción de fuerzas, considerando la posibilidad de actuar en un mundo desconocido habitado por humanos, contribuyen a aliviar la incertidumbre. Además, la incorporación de técnicas de aprendizaje, a nivel de tomas de decisiones, aporta autonomía y seguridad adicional durante la interacción.

Algunos de estos robots ya son una realidad en laboratorios de investigación e incluso en el mercado robótico. Por ejemplo, en la Figura 2.1a se ilustran al manipulador doble ABB Yumi, un robot disponible en el mercado desde la primavera de 2015, el cual busca mejorar la seguridad limitando la fuerza máxima que puede ejercer, con el evidente costo de una baja capacidad máxima de carga ($0,5\text{kg}$). La Figura 2.1b muestra uno de los manipuladores de la compañía Universal Robots, el cual también limita la fuerza del robot para salvaguardar al usuario, en este caso la carga máxima varía entre 3 y 10kg dependiendo del modelo (UR3, UR5 o UR10), además cuenta con control de fuerza a través de las mediciones de corrientes en los motores (y una segunda medición redundante de los pares utilizando las mediciones de posición en ambos lados de la reductora). Otro robot diseñado con un límite de fuerza y velocidad es Baxter de Rethink Robotics (Figura 2.1c), el cual utiliza además actuadores elásticos serie en su estructura articular como mecanismo de desacoplo de inercia. En este caso, la fuerza máxima que el robot puede ejercer está limitada a 150N (un valor límite de la norma ISO 10218). Otro ejemplo es el dualArm Nextage-open (Figura 2.1d), diseñado por Industrias Kawada, puede manejar alrededor de 2kg pero la potencia máxima de los motores está limitada a 80W , un valor que se basa en los requisitos mencionados

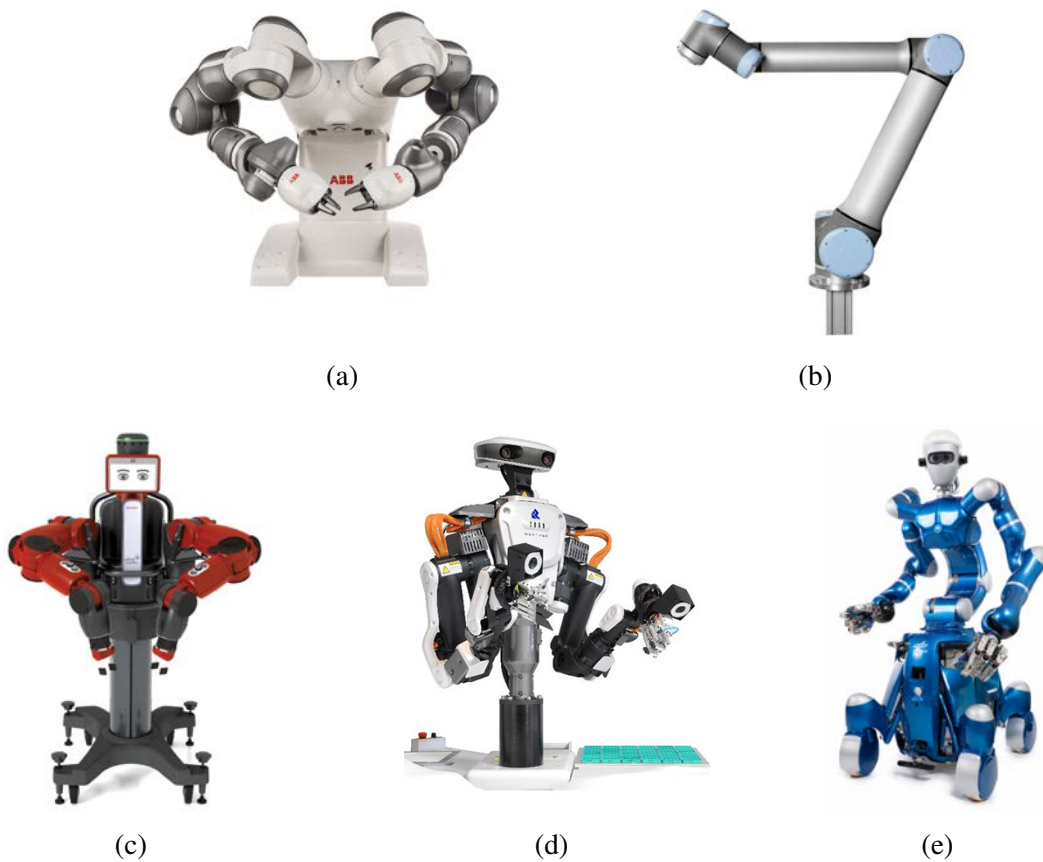


Figura 2.1 Ejemplos de robots ideados para la interacción física con humanos: (a) ABB Yumi, (b) UR5, (c) Baxter, (d) DualArm Nextage-open y (e) Justin.

en la norma ISO 10218 para garantizar la seguridad de un robot industrial. Por último, en la Figura 2.1e se aprecia a Justin, un robot utilizado como plataforma de investigación para la manipulación móvil autónoma en entornos humanos. Los brazos de Justin, que son capaces de manejar cargas de hasta 14kg , son muchos más ligeros que los brazos robóticos convencionales. Además, dispone de articulaciones elásticas y sensores de par que mejoran las prestaciones de control en ambientes compartidos. Actualmente, la compañía KUKA comercializa diferentes modelos de brazos robóticos que provienen de esta tecnología, como por ejemplo el brazo iiwa [149].

El avance teórico y tecnológico asociado con el diseño de estos robots, se sostiene en el creciente progreso en áreas como: el análisis biomecánico de lesiones, la biomecánica quinesiología (estudio del movimiento humano), el diseño mecánico, el control para la interacción, los nuevos algoritmos de planificación y de aprendizaje (perceptivo y cognitivo), y la disponibilidad de un conjunto más completo de dispositivos sensoriales. Por lo tanto,

este capítulo ofrece un repaso por el estado actual de un conjunto de temas relacionados a la interacción física humano-robot. Revisa los aspectos más relevantes de esta relación y plantea una posible clasificación de la misma, brinda una visión general sobre los mecanismos de análisis de lesiones propuestos en la literatura biomecánica y la medicina forense, incluyendo modelos de clasificación, así como de las métricas más importantes para la cuantificación de lesiones causadas por impacto. También, examina la normativa actual relacionada con la seguridad en la robótica industrial y de servicio, y analiza los principales mecanismos disponibles para la minimización del efecto producido por las colisiones. Finalmente, revisa los avances en términos de control y planificación de movimiento que se han desarrollado para mejorar el desempeño y la seguridad en espacios compartidos.

2.2 La interacción

Cuando se habla de interacción física, se está haciendo referencia a cualquier clase de intercambio recíproco de fuerza entre dos cuerpos, en este caso humano y robot, producto del contacto directo o indirecto entre ambos. Dicho contacto puede ser de carácter voluntario o involuntario, el contacto voluntario normalmente persigue un objetivo, el cual puede estar vinculado al desarrollo de una actividad física o al intercambio de información sensitiva, mientras el contacto involuntario no es más que la coincidencia espacial no programada de los dos cuerpos.

Dado que cualquier clase de contacto entra dentro de esta definición, existe un amplio abanico de aplicaciones posibles, las cuales a su vez demandan diferentes grados de interacción y acarrear diferentes niveles peligro. Algunas tareas requieren un contacto muy cercano o permanente; en cambio en otras, solo se comparte el espacio de trabajo y el contacto no es necesario, o solo ocurre de forma eventual. Sin embargo, en cualquier caso siempre que se comparta espacio existirá la posibilidad inherente de que un contacto pueda causar dolor o lesione al ser humano.

Sin embargo, tener en mente el tipo o modo de interacción física existente es esencial para investigar la tolerancia del organismo a contactos no deseados y consecuentemente mejorar el diseño de los sistemas para la pHRI [220]. A continuación, se plantea una posible clasificación de las aplicaciones que requieren de interacción física, atendiendo al rol que debe cumplir robot y humano, la autonomía requerida, el nivel de proximidad física y la frecuencia con la cual puede ocurrir un contacto:

Aplicaciones de apoyo: se trata de labores realizadas fundamentalmente por el ser humano, donde el robot participa en una forma indirecta, proporcionando herramientas, información o material para favorecer o mejorar la consecución de la tarea por parte del

ser humano. Ejemplo de estos pueden ser: robots guías [5], robots de compras [86] o robots de atención domiciliaria [226]. En este caso, y dado que la interacción física es poco frecuente y transitoria, la investigación se centra en la relación espacial durante la interacción y la prevención de contactos inesperados.

Aplicaciones de colaboración: se refiere a tareas en las cuales robot y humano participan activamente para su consecución, pero a través de actividades separadas, asignadas en función a las capacidades individuales. Ejemplo de esto son los sistemas de montaje robotizados con: división secuencial de tareas [21, 148, 160], espacio de trabajo compartido [267], espacio y tiempo compartido [245]. Frecuentemente la interacción se realiza a través de cambios de turnos o traspaso de objetos. En este caso el espacio físico es compartido con una frecuencia superior que las aplicaciones de apoyo.

Aplicaciones cooperativas: son tareas en las que robot y humano obran conjuntamente para la consecución de un fin común, y habitualmente incluye interacción de fuerza entre humano y robot. En este tipo de labor el robot actúa como un agente independiente, con contacto físico directo o indirecto. Ejemplo de estas son: levantamiento y transporte cooperativo [3, 259], enseñanza cinestésica [156, 225] o terapias de rehabilitación [182, 273].

2.3 Biomecánica de lesiones

Uno de los aspectos más importantes a considerar, durante el diseño y evaluación de robots centrados en humanos, es el que se refiere a la cualificación y cuantificación de las lesiones que puede ocasionar un robot cuando impacta contra un ser humano. En este sentido, la robótica ha buscado respaldo en los estudios biomecánicos existentes, particularmente los relacionados con el análisis de lesiones producidas por accidentes de tráfico y actividad deportiva, dando lugar a los primeros análisis de lesiones producto de colisión dentro del área de la robótica [18, 91, 93, 198, 310].

En este apartado se ofrece una visión general de los métodos más importantes para la clasificación de lesiones según su nivel de daño (escalas de severidad), la cuantificación en base a magnitudes físicas (índices de severidad) y los criterios de lesiones más relevantes que se pueden encontrar en la literatura biomédica y forense.

2.3.1 Escalas de severidad

Una escala de severidad es un sistema de clasificación que permite diferenciar la gravedad de una lesión, o conjunto de lesiones, a partir de la evaluación de las alteraciones físicas

de la persona afectada. Dicha escala permite describir la condición de un paciente a través de una métrica única (numérica o nominal), obtenida en base al diagnóstico médico, y frecuentemente asociada a un pronóstico médico producto del análisis estadístico.

Hoy en día, las escalas de severidad facilitan el establecimiento de prioridades durante el tratamiento de pacientes y enriquece el análisis estadístico y comparativo de diferentes patologías. En función a la importancia que tenga determinadas alteraciones en la estimación de la severidad, es posible hablar de escalas fisiológicas, anatómicas o mixtas. Las escalas fisiológicas parten del estudio de las funciones de los tejidos y órganos, y tienen vital importancia durante el diagnóstico inicial del paciente (componente dinámica); a modo de ejemplo destacan: la revisión del índice de trauma (Revised Trauma Score (RTS)) y la escala de coma de Glasgow (Glasgow Coma Scale (GCS)). Por otro lado, las escalas anatómicas se basan en el análisis de las características estructurales y morfológicas del cuerpo, y puede interpretarse como una valoración estacionaria del paciente; ejemplos de ellas son: la escala abreviada de lesiones (Abbreviated Injury Scale (AIS)), el índice de gravedad de lesiones (Abbreviated Injury Scale (ISS)), la caracterización del perfil anatómico (Anatomic Profile (AP)) y la nueva valoración de gravedad de lesiones (New Injury Severity Score (NISS)). Finalmente las escalas mixtas, surgen del análisis combinado de las alteraciones fisiológicas y anatómicas, y tienen como representantes más destacados: la valoración traumática de la gravedad de las lesiones (Trauma Injury Severity Score (TRISS)) y la caracterización de la gravedad del traumatismo (A Severity Characterization Of Trauma (ASCOT)). La Tabla 2.1 recoge diferentes ejemplos de escalas de severidad, ordenadas cronológicamente, junto a su clasificación y principales referencias bibliográficas.

Tabla 2.1 Ejemplos de algunas escalas de severidad, ordenadas cronológicamente y clasificadas según su base en: anatómica (A), fisiológica (F) y mixta (M).

Año	Abreviatura	Tipo	Nombre	Ref.
1970	TI	A	Índice de trauma	[139]
1971	AIS	A	Escala abreviada de lesiones	[13]
1974	ISS	A	Índice de gravedad de lesiones	[14]
1974	GCS	F	Escala de coma de Glasgow	[98]
1980	TRISS	M	Valoración traumática de la gravedad de las lesiones	[26]
1981	TS	F	Índice de trauma	[39]
1981	APACHE	F	Evaluación fisiológica aguda y salud crónica	[205]
1989	AP	A	Perfil anatómico	[47]
1989	RTS	F	Revisión del índice de trauma	[40]
1990	ASCOT	M	Caracterización de la gravedad del traumatismo	[38]
1996	ICD-9	A	Modificación clínica basada en ASI y ISS	[180]
1997	NISS	A	Nueva valoración de gravedad de lesiones	[204]

En investigaciones recientes, asociadas con la interacción física entre humanos y robots se ha venido incorporando información relacionada con escalas de severidad, particularmente escalas de lesiones con base anatómica [33, 93, 172]. Por esta razón, a continuación se describen las escalas de severidad anatómicas más utilizadas a nivel médico y robótico.

Escala abreviada de lesiones (AIS)

La escala abreviada de lesiones (Abbreviated Injury Scale (AIS)), desarrollada por la AAAM (Association for the Advancement of Automotive Medicine) y publicada por primera vez en 1971 [13], es hoy en día una de las escalas de severidad anatómica con mayor consenso internacional y base fundamental de otras escalas. Esta escala clasifica la gravedad de las lesiones producidas a causa de accidentes automovilísticos, y proporciona una terminología normalizada para describir las lesiones. Para ello, divide el cuerpo en nueve regiones: cabeza, cara, cuello, tórax, columna vertebral, abdomen/pelvis, extremidades superiores, extremidades inferiores, y las zonas no especificadas. Luego, define y clasifica explícitamente un gran número de lesiones traumáticas, para cada una de estas regiones, asignándole un nivel numérico de gravedad comprendido entre 0 (lesiones menos graves) y 6 (mayor riesgo de muerte). Siendo importante aclarar que dicha escala es de carácter no lineal, por lo tanto y a modo de ejemplo, una lesión de nivel 2 no es el doble de grave que una de nivel 1.

La escala AIS ha venido siendo actualizada periódicamente desde su primera publicación, con el objetivo de adecuarse a nuevos criterios, así como aumentar el número de regiones y lesiones consideradas. La escala vigente corresponde a la recogida en el documento AIS08 [77], el cual ofrece la clasificación para más de 2000 lesiones. La Tabla 2.2 brinda un ejemplo de algunas lesiones en cabeza, tórax, columna vertebral clasificadas según esta escala.

Índice de gravedad de lesiones (ISS)

Dado que la AIS no consideró el efecto acumulativo de lesiones en diferentes regiones del cuerpo, en el año 1974 fue propuesta la escala ISS (Injury Severity Score) [14], un algoritmo basado en AIS, diseñado para mejorar la capacidad de AIS para predecir la mortalidad. La ISS divide lesiones en seis regiones del cuerpo en comparación con las nueve de la AIS actual. Se calcula tomando la suma de los cuadrados de la más alta AIS de cada una de las tres regiones del cuerpo con heridas más graves, para lograr una puntuación que oscila entre 3 (mínimo) a 75 (máximo). Por definición, una lesión letal con un sistema AIS de 6 se le asigna automáticamente un ISS de 75. Un ISS de 1-8 se considera de menor importancia, 9-15 moderada, 16-24 severa y superior a 24 muy grave.

Tabla 2.2 Ejemplo de posibles lesiones ordenadas bajo la escala abreviada de lesiones (AIS).

AIS	Severidad	Cabeza	Columna	Tórax
0	Sin daño	–	–	–
1	Menor	Contusión craneal	Torcedura	Contusión
2	Moderado	Commoción cerebral leve	Fractura de la apófisis dorsal	Fractura simple de costilla
3	Serio	Fractura de la base del cráneo	Fractura del cuerpo vertebral	Fractura múltiple de costilla
4	Severo	Hemorragia cerebral leve	Paraplejia parcial	Colapso pulmonar
5	Crítico	Hemorragia cerebral extensa	Paraplejia por debajo de la C4	Perforación del corazón
6	Fatal	Destrucción completa de cráneo	Paraplejia por encima de la C4	Aplastamiento completo de tórax

La ISS reduce la gran variabilidad de los patrones de lesión a una gama mucho más pequeña de los valores que se puede utilizar en la investigación. Aunque la puntuación ISS se correlaciona bien con la mortalidad, la relación no es lineal y la metodología ISS no fue diseñada para predecir la discapacidad u otros resultados [48]. Sin embargo, es parte integral de la mayoría de los registros de trauma, y base para otras escalas como TRISS (Trauma Injury Severity Score).

Perfil anatómico (AP) y nueva escala de severidad de lesiones (NISS)

Estos dos índices surgen para hacer frente a una de las limitaciones de la escala ISS. La relacionada con la incapacidad de reflejar un aumento en la severidad producto de múltiples lesiones en una misma región. Recordando que la ISS considera únicamente a la lesión más grave de cada región para su cómputo.

En este sentido, la escala AP (Anatomic Profile) desarrollada en 1989, utiliza sólo cuatro regiones: cabeza-columna, tórax-cuello, regiones graves y regiones no graves; y calcula la severidad considerando la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados del nivel AIS, de todas las lesiones graves ($AIS > 3$) presentes dentro de cada región, para luego calcular la severidad en la escala ISS a partir de los subtotales de cada región [47]. Mientras que la escala NISS (New Injury Severity Score), desarrollada en 1997, decidió realizar un cálculo que fuera independiente de la región corporal, y simplemente evalúa el nivel AIS de todas las lesiones presentes en el cuerpo, selecciona únicamente las tres lesiones con más alto nivel AIS y suma el cuadrado de las mismas [204]. Pese a que distintas investigaciones muestran un rendimiento ligeramente mejor del NISS y la AP para predecir la mortalidad [47, 96, 204], la ISS sigue siendo la escala de gravedad de lesión anatómica más ampliamente utilizada.

2.3.2 Índices de severidad

Las escalas de severidad constituyen una herramienta de gran importancia para determinar la magnitud de una lesión, en términos de las posibles consecuencias que la misma puede acarrear a la persona que la padece. Clasificar las lesiones, así como conocer la gravedad que revisten, es un paso importante para comprender el efecto que tiene una colisión sobre el cuerpo humano. Sin embargo, estas escalas no aportan información sobre la naturaleza de la colisión o sobre la acción mecánica que la pudo ocasionar.

Los índices de severidad ofrecen una solución a este inconveniente, estos cuantifican un impacto a partir de una magnitud física disponible (p.e: aceleración o fuerza), permitiendo entonces la comparación y optimización de diferentes diseños y leyes de control en los robots. La mayor parte de los índices de severidad surgen de los llamados criterios de lesión, que no

son más que resultados experimentales de ensayos llevados a cabo sobre cadáveres, animales o voluntarios, que permiten diferenciar en función a una de las magnitudes físicas disponibles cuando un impacto puede causar daño o no.

A continuación, se describen algunos de los índices de severidad más utilizados, así como el criterio de lesión en el que se fundamentan. Debido a que el efecto que puede ocasionar una colisión sobre el cuerpo humano depende en gran medida de la zona afectada, se describen los índices y criterios de las zonas del cuerpo más relevantes durante una pHRI.

Criterios de lesión en cabeza

Una colisión sobre la cabeza puede causar un amplio número de lesiones, incluyendo fracturas en los huesos faciales o craneales, y daños en los tejidos blandos externos e internos. La proximidad anatómica de las diferentes estructuras de la cabeza, facilita la frecuente aparición de lesiones múltiples, por ejemplo, una fractura de cráneo puede estar acompañada de heridas de los tejidos externos y también de lesiones cerebrales. Por esta razón, las lesiones sobre los tejidos blandos externos, que pueden incluir contusiones leves o laceraciones, suelen ser omitidas en los análisis de impactos dado que se consideran lesiones menores, que no ponen en riesgo la vida del ser humano.

Las fracturas de cráneo (o traumatismo craneoencefálico) ocurren como consecuencia de un impacto directo, que deforma y consecuentemente rompe la estructura del hueso. Dicha lesión trae consigo la posibilidad de sufrir hematomas intracraneales y, cuando existe hundimiento, lesiones en la masa cerebral. Las fracturas pueden ser abiertas o cerradas dependiendo si la capa más externa de las meninges está dañada o no. Además, pueden ser lineales o deprimidas, y pueden ocurrir en el punto de contacto o fuera de este. Los análisis experimentales asociados con fracturas, faciales o craneales, suelen establecer como criterio de lesión la fuerza o presión de impacto [242]. De este modo, y en base a los ensayos de impacto que utilizan cabezas de cadáveres humanos, se han podido demostrar que las cargas de rotura de los huesos faciales varían entre $0,6kN$ y $17kN$, mientras que en los huesos craneales oscilan entre $0,82kN$ y $4,6kN$ (ver Tabla 2.3).

Para analizar las lesiones cerebrales, es conveniente recordar que el cerebro es de un material gelatinoso casi incompresible (alto módulo de compresión pero baja rigidez), que se encuentra rodeado por las capas meníngeas contenidas en el cráneo. Esta estructura permite la ocurrencia de dos tipos de lesiones: las focales y las difusas. Las lesiones focales se producen en un lugar específico, por lo que son macroscópicamente fáciles de localizar, como por ejemplo: los hematomas, las hemorragias intracerebrales o las contusiones producidas por los golpes del cerebro contra el cráneo. Por otra parte, las lesiones difusas se producen sobre

Tabla 2.3 Tolerancia a fracturas ante un impacto directo (zona facial y craneal).

Huesos faciales	Impactador	Tamaño \varnothing	Fuerza de fractura	Ref.
Maxilar	cilíndrico	3 cm	670 N	[244]
Cigomático	cilíndrico	3 cm	890 N	[186]
Mandíbula	cilíndrico	3 cm	1780 N	[186]
Nasal	circular	2,5 cm	340 N	[196]
Huesos craneales	Impactador	Tamaño \varnothing	Fuerza de fractura	Ref.
Frontal	circular	2 cm	4000 N	[10]
Parietal	cilíndrico	3 cm	12000 N	[11]
Temporo-parietal	cilíndrico	3 cm	3120 N	[187]
Occipital	circular	1,7 cm	6410 N	[179]

un área más generalizada y no se visualizan fácilmente, ejemplo de ellas son: la conmoción y la lesión axional difusa.

Los principales mecanismos de lesión cerebral son la presión y el esfuerzo cortante debido a los gradientes de presión o movimiento relativo del cerebro con respecto al cráneo [136]. Un impacto directo sobre la cabeza puede causar un gradiente de presión en el cerebro que se traduce en contusiones en el lugar del impacto y/o frente a él (lesiones del golpe y contragolpe). Numéricamente y gracias al uso de modelos de elementos finitos y pruebas con animales vivos, se ha predicho un umbral de presión para las lesiones cerebrales menores de $173kPa$ [289]. Además, una carga dinámica sin contacto (o impacto indirecto) puede también ser una causa de lesión, producto de la fuerza inercial generada. En este caso, si la aceleración es traslacional generalmente causa lesiones cerebrales focales, mientras si es rotacional puede causar también lesiones difusas, producto del cizallamiento del tejido cerebral o de las venas que sirven de conexión entre las capas meníngeas [162].

Si bien ya se han mencionado algunos criterios de lesión basados en la fuerza o presión observada, son las mediciones de aceleración el parámetro físico más comúnmente utilizado para cuantificar la gravedad de una lesión. Por lo tanto, no es de extrañar que la mayoría de los criterios de tolerancia para cabeza sean descritos también en términos de aceleración. En este sentido, el primer criterio de tolerancia conocido, basado en aceleración, es la curva de tolerancia Wayne State, propuesta en 1960 [162], y posteriormente modificada en 1965 [218], con la adición de datos de animales y de voluntarios a los datos originales de impactos frontales y directos sobre cadáveres. La curva modificada se muestra en la Figura 2.2, y muestra la máxima aceleración soportada por un ser humano en función al tiempo de duración de la misma, destacando el hecho que el ser humano es capaz de soportar aceleraciones más altas si la duración de la misma es más pequeña, y que cualquier exposición por encima de la curva puede poner en riesgo la vida de la persona que la sufre.

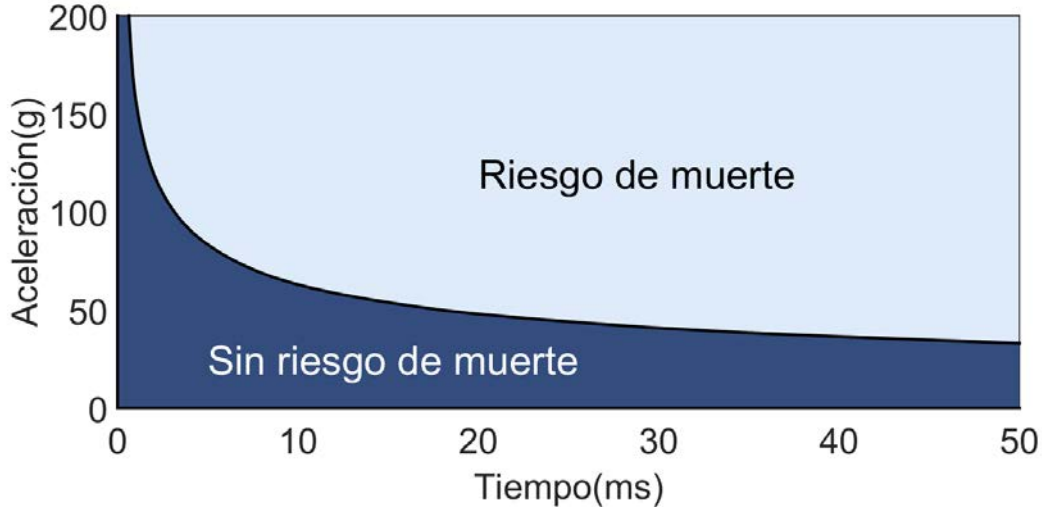


Figura 2.2 Curva de tolerancia Wayne State (aceleración vs duración del pulso), útil para discriminar la peligrosidad de un impacto frontal y directo contra la cabeza humana [145].

Cuando esta curva se traza en escala logarítmica, se convierte en una línea recta con una pendiente de -2,5. Esta pendiente se utilizó como exponente de Gadd en un índice de gravedad propuesto [72], ahora conocido como el índice de gravedad Gadd (GSI):

$$GSI = \int_0^T a^{2,5} dt \quad (2.1)$$

donde a es la aceleración instantánea de la cabeza y T la duración del pulso. Si el valor de este índice es superior a 1000, tendrá como resultado una lesión grave.

Una forma modificada del GSI, ahora conocido como criterio de lesión encefálica (Head Injury Criterion (HIC)), fue propuesto en 1970 [283] para identificar la parte más perjudicial del pulso de aceleración al encontrar el valor máximo de la siguiente integral:

$$HIC_{\Delta t_{max}} = \max_{\Delta t \leq \Delta t_{max}} \left\{ \Delta t \left(\frac{1}{\Delta t} \int_{t_1}^{t_2} \hat{a} dt \right)^{2,5} \right\} \quad (2.2)$$

donde \hat{a} es la aceleración instantánea normalizada con respecto a la gravedad g y $\Delta t = t_2 - t_1$ representa al intervalo de tiempo durante el cual HIC es máximo. Dicho intervalo debe ser menor Δt_{max} , el cual suele ser igual a $15ms$ o $36ms$ en aplicaciones de seguridad vial [175]. Un valor de HIC de 1000 o mayor se asocia típicamente con lesiones en la cabeza extremadamente grave; un valor de 100 puede ser considerado adecuado para el funcionamiento normal de una máquina de interactuar físicamente con los seres humanos [34]. Una generalización del HIC permite considerar colisiones con otras partes del cuerpo,

para ello el coeficiente de 2,5, se sustituye por un valor n empíricamente determinado [195]. Una discusión más detallada de este criterio se puede encontrar en [175, 283, 296].

Los índices de gravedad por lo general no tienen una relación directa con los niveles de las lesiones, sino más bien ofrecen un límite entre lesiones graves y no graves. Además, se definen con respecto a las diferentes partes del cuerpo y por lo tanto no son directamente comparables entre sí, ni pueden ser combinados. Con el fin de hacer frente a este déficit, se han desarrollado algunas relaciones para correlacionar el valor de un índice de severidad con el nivel en una escala de severidad. Por ejemplo, la administración de seguridad de tráfico de autopistas nacionales en los Estados Unidos (National Highway Traffic Safety Administration (NHTSA)) especifica la aplicación de las curvas de Prasad y Mertz [227], que relacionan estadísticamente los valores medidos de HIC_{15} (HIC con un criterio de tiempo de colisión de 15ms) a la gravedad y la probabilidad de una lesión en la cabeza según los niveles AIS (ver Figura 2.3), o las curvas Kuppaa [151], para la conversión del HIC_{15} a la probabilidad de lesión de seis niveles AIS (AIS1-AIS6).

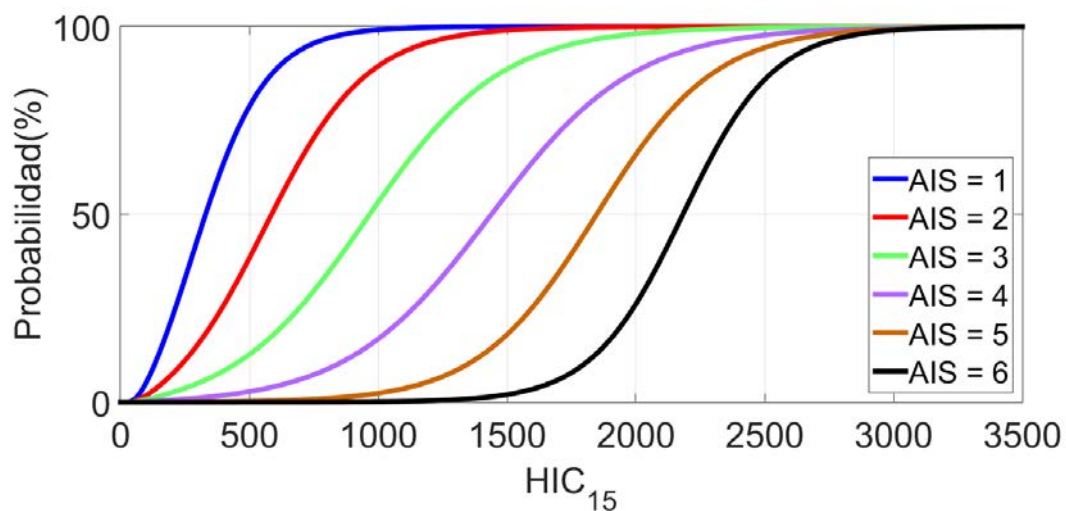


Figura 2.3 Relación del HIC_{15} con la probabilidad de pertenencia a un nivel de la escala AIS.

El uso de estas curvas, en combinación con los valores evaluados del HIC, hace posible definir el nivel de una lesión en función a la aceleración de la cabeza. Por ejemplo, si se considera que un impacto en particular ocasiona un índice HIC_{15} igual a 2000, según la Figura 2.3 la probabilidad que este impacto cause una lesión fatal (AIS=6) es cercano al 25%.

Particularmente en la robótica, el índice HIC ha sido utilizado como indicador de la gravedad de la lesión potencial debido al impacto frontal de un robot contra la cabeza humana [16, 18, 65, 91–93, 197, 198, 251, 269, 290, 310]. Concretamente, en [18] se

utilizan requisitos de seguridad basados en HIC para identificar las limitaciones dinámicas en un robot, y luego con las restricciones obtenidas se define una métrica de rendimiento que permite un mejor equilibrio entre rendimiento y seguridad. Del mismo modo, el efecto de los diferentes parámetros del robot sobre el HIC se analiza y verifica experimentalmente en [93]. Además, en [310] y [65] el HIC fue utilizado para motivar la inclusión de elementos elásticos que reducen las fuerzas dinámicas generadas durante el impacto.

Otros índices de severidad en cabeza, que también se pueden encontrar en la literatura biomecánica, pero con menor frecuencia, son:

El criterio de 3 ms: se basa también en la curva de tolerancia Wayne State, y ofrece una alternativa menos sensible al ruido de alta frecuencia que suele afectar al HIC. Este índice utiliza el promedio de la aceleración entorno a su pico máximo, durante un intervalo fijo de $3ms$ y establece un umbral de $80g$ como límite de fractura en cráneo [83].

El criterio GAMBIT (Generalized Acceleration Model for Brain Injury Threshold):

introducido por Newman en 1986 [190], se trata de un índice que combina las mediciones de aceleración lineal (utilizadas para el HIC) y rotacional. El objetivo es establecer un criterio que pueda incluir otros tipos de lesiones, como las lesiones cerebrales difusas causadas por la aceleración angular de la cabeza. Para su consecución se considera la curva de tolerancia Wayne State y la curva de aceleración rotacional máxima de Ommaya [200]. Su valor unitario se ha establecido para corresponder con un 50% de probabilidad de padecer una lesión nivel 3 de la escala AIS.

El criterio VII (Vienna Institute Index): se basa en un modelo simple de cabeza descrito a través de un sistema masa, resorte, amortiguador [173]. Considera como índice, al cociente del desplazamiento máximo de la cabeza, para un pulso de aceleración, sobre el desplazamiento máximo tolerable (aproximadamente $2,35mm$). Cuando el valor del cociente es menor a uno la máxima lesión posible es una conmoción cerebral sin efecto permanente, mientras que cuando es superior a uno se considera en riesgo la vida.

Un índice similar, basado en un modelo equivalente al del VII, es el EDI (Effective Displacement Index) [29]. Con una sintonización diferente del amortiguamiento y la frecuencia propia del sistema, pero el mismo cociente, este índice ofrece información para ensayos humanos y de dummies, además de una evaluación comparativa con otros índices de severidad [73, 283].

El Criterio MSC (Maximum Mean Strain Criterion): introducido en [173], se apoya en un modelo de dos masas conectadas a través de un muelle. El criterio representa una

restricción en la deformación elástica entre las masas, y al igual que el VII utiliza el cociente entre la máxima deformación producida y la máxima deformación tolerada. El modelo extendido, que incluye un amortiguador, aporta también una restricción relacionada con la velocidad de deformación y se conoce como THM (Translational Head Model) [256].

El Criterio MPI (Maximum Power Index): descrito por primera vez en [191], considera que la lesión en la cabeza es proporcional a la energía cinética transferida durante el impacto. Por lo tanto, y a partir de la suma ponderada de la energía cinética traslacional y rotacional, establece como criterio de daño el máximo valor de dicha suma.

La Tabla 2.4 resume las principales características de los índices de severidad y los criterios de lesión que se pueden conseguir en la literatura biomecánica. Es importante destacar que todos los índices tratan sobre impactos directos, es decir impactos o golpes que implican una colisión de la cabeza con otro objeto sólido a una velocidad apreciable. Esta situación se caracteriza generalmente por grandes aceleraciones lineales y pequeñas aceleraciones angulares durante la fase de impacto.

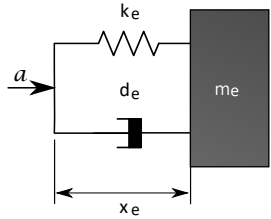
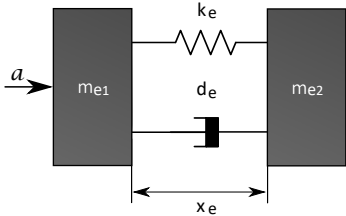
Criterios de lesión en cuello

Las lesiones en la región cervical de la columna generalmente son consecuencia de una peligrosa respuesta dinámica del sistema cabeza-cuello, ocasionada por un contacto directo sobre la cabeza o por un cambio repentino en el movimiento del torso. Estas lesiones se pueden clasificar de acuerdo con los posibles movimientos del cuello (flexión, extensión, inclinación lateral y rotación) y las posibles cargas mecánicas presentes (tensión, compresión, corte, momento de flexión, momento de extensión y torsión axial).

La mayor parte de las investigaciones relacionadas con la biomecánica de la región cervical hacen referencia o se basan en los estudios de tolerancia llevados a cabo sobre voluntarios y cadáveres a finales de los años sesenta y principios de los setenta [181, 81]. Por ejemplo: Mertz [181] realizó ensayos con cargas estáticas y dinámicas, sobre voluntarios para analizar la respuesta del cuello durante movimientos de flexión y extensión que no implicasen lesión alguna, y sobre cadáveres para ampliar estos datos a condiciones de lesión; Maiman [168] analizó la tolerancia sobre cadáveres y columnas aisladas sometidas a cargas de tensión y compresión; y Fielding [68] realizó un estudio clínico, basado en autopsias y pacientes con ruptura de ligamentos cervicales.

La Tabla 2.5 resume los valores de tolerancia de la columna cervical derivado de los diversos experimentos reportados en la literatura. Sin embargo, debido a diferencias en las técnicas experimentales y condiciones de prueba, los datos muestran una considerable

Tabla 2.4 Resumen de criterios de lesión en cabeza.

Criterio	Ecuación	Tolerancia
GSI	$\int_0^T a^{2,5} dt$	$GSI < 1000$
HIC	$\max_{\Delta t \leq \Delta t_{max}} \left\{ \Delta t \left(\frac{1}{\Delta t} \int_{t_1}^{t_2} \hat{a} dt \right)^{2,5} \right\}$	$HIC < 1000$
3 ms	$\max_{\Delta t = 3ms} \left\{ \frac{1}{3ms} \int_{t_1}^{t_1+3ms} \hat{a} dt \right\}$	$3MS < 80g$
GAMBIT	$\left(\left(\frac{a_{max}}{a_{cr}} \right)^2 + \left(\frac{\alpha_{max}}{\alpha_{cr}} \right)^2 \right)^{\frac{1}{2}}$	$GAMBIT < 1$
VII		$\frac{x_{max}}{x_{cr}}$ $VII < 1$
MSC		$\frac{x_{max}}{x_{cr}}$ $MSC < 1$
MPI	$\max \left\{ 4,5a \int_0^T a dt + 0,016\alpha \int_0^T \alpha dt \right\}$	$MPI < 12,79kW$

a : aceleración lineal instantánea, T : duración del pulso, \hat{a} : aceleración lineal normalizada con respecto a g , Δt : intervalo de máxima aceleración, a_{max} : máxima aceleración lineal, a_{cr} : aceleración lineal crítica (350 g), α_{max} : máxima aceleración rotacional, α_{cr} : aceleración rotacional crítica (12000 rad/s^2), x_e : desplazamiento lineal equivalente, x_{cr} : desplazamiento lineal crítico ($x_{crVII} = 2,35mm@635rad/s$ y $x_{crMSC} = 0,0061mm$), m_e : masa equivalente (m_{e1} : hueso parietal (0,18-0,27 kg) y m_{e2} : cerebro y otros huesos (4 – 4,54 kg)), k_e : rigidez equivalente (4600-8800 N/mm), d_e : amortiguamiento equivalente (3,5 a 4,5 Ns/cm)

varianza. Además, hay que tener presente que la tolerancia no solo depende de la carga aplicada, sino que está relacionada también con una gran variedad de factores, que incluyen la variabilidad de las estructuras anatómicas (por ejemplo, en términos de geometría o propiedades tales como la densidad ósea) y presencia de degeneraciones.

Tabla 2.5 Tolerancia a las lesiones de cuello.

Carga mecánica	Objeto de prueba	Criterio umbral	Valor umbral	Ref.
Tensión	Voluntarios	Sin lesión (estático)	1,1 kN	[181]
	Cadáveres	Fractura	3,1 kN	[250]
Compresión	Cadáveres	Luxación	1,72 kN	[192]
		Lesión por compresión	4,8 kN a 5,8 kN	[168]
Corte	Voluntarios	Sin lesión	845 N	[181]
	Cadáveres	Daños irreversibles	2 kN	[81]
		Fractura	1,5 kN	[63]
		Rotura de ligamento	824 N	[68]
Flexión	Voluntarios	Dolor	59,4 Nm	[181]
			59,7 Nm	[81]
		Máxima carga soportada	87,8 Nm	[181]
			88,1 Nm	[81]
	Cadáveres	AIS2	189 Nm	[181]
		Sin fractura	190 Nm	[81]
Extensión	Voluntarios	Sin lesión (estático)	23,7 Nm	[81]
		Dolor	47,3 Nm	[181]
		Sin lesión	47,5 Nm	[81]
	Cadáveres	AIS2	56,7 Nm	[81]

Además de los valores de cargas máximas mencionadas en la literatura también es posible conseguir distintos índices de severidad, como por ejemplo:

El criterio NIC (Neck Injury Criteria): introducido por Boström en 1996 [24], este índice estudia las lesiones sobre tejidos blandos del cuello ante impactos automovilísticos traseros. Correlaciona el movimiento de la cabeza con los daños producidos por variaciones de presión en el canal espinal. Para ello, utiliza la aceleración horizontal relativa y la velocidad entre la parte inferior (T1) y superior (C1) de la columna cervical, y estima un índice de daño en función al tiempo.

El valor máximo de este índice, denominado NIC_{max} , representa el máximo nivel de riesgo presente durante una colisión por alcance. Un NIC_{max} superior a $15m^2/s^2$ supone un riesgo significativo de padecer al menos una lesión AIS1. Existe también una modificación de este índice, para impactos frontales a baja velocidad, denominado

NIC_p y planteado por el mismo autor en [23]. Esta modificación se relaciona a lesiones a largo plazo de nivel AIS1, y mantiene el mismo valor umbral.

El criterio N_{ij} : fue propuesto por el NHTSA [141, 142] con el objetivo de evaluar lesiones graves en el cuello producto de impactos frontales. Se trata de una combinación lineal de las fuerzas axiales y el momento de flexión/extensión normalizado por valores críticos.

Los valores críticos contra el cual se comparan la fuerza y el momento dependen de la dirección de las cargas aplicadas. Por lo tanto, de la evaluación del criterio para todos los casos de carga posibles, se obtienen cuatro valores diferentes: N_{te} para la tensión y la extensión, N_{tf} para la tensión y la flexión, así como N_{ce} y N_{cf} dando valores analógicos para la compresión. Sin embargo, $N_{ij} = 1,0$ marca la frontera entre una calificación de aceptable o no, independientemente de la dirección de la carga.

El criterio N_{km} : fue propuesto por Schmitt [241, 240] en el año 2001, como una modificación del criterio N_{ij} , permitiendo así la evaluación de colisiones por alcance de poca velocidad. Este índice también es una combinación lineal normalizada de fuerza y momento, pero debido al mecanismo de lesión en este caso se considera que las fuerzas de corte sagital (en lugar de fuerzas axiales) son las más críticas.

El criterio N_{km} identifica cuatro casos de carga diferentes: N_{fa} , N_{ea} , N_{fp} y N_{ep} . El primer índice representa el momento de flexión (f: flexión, e: extensión) y el segundo indica la dirección de la fuerza de corte (a: anterior, es decir, en positivo la dirección x, p: posterior, es decir, en negativo la dirección x). Al igual que el caso anterior, el valor crítico es $N_{km} = 1,0$, el cual se dedujo teniendo en cuenta que, o bien un momento o una fuerza de cizallamiento inferior o igual al valor de intercepción produce un riesgo de sufrir lesiones en el cuello.

Criterios de lesión en tórax

Particularmente durante la década de 1970 se desarrollaron varios ensayos para medir la respuesta biomecánica del tórax humano en términos de aceleraciones, fuerzas, deformaciones y presiones [141, 147, 163, 217, 257, 141, 284, 285]. Estos ensayos permitieron identificar diferentes mecanismos de lesión y facilitaron el posterior desarrollo de criterios de lesiones y maniqués de impacto (frontal y lateral).

En cuanto a los mecanismos de lesión, hoy en día se conoce que si el tórax se desacelera repentinamente debido a un impacto contundente, tres diferentes mecanismos de lesión se

pueden distinguir: la compresión, la carga viscosa y la carga inercial de los órganos internos. Además, se puede producir cualquier combinación de estos tres fenómenos básicos.

Las lesiones resultantes se pueden clasificar como una lesión esquelética o lesión de tejidos blandos. Hasta la fecha, los mecanismos de fracturas de costillas y algunas de las lesiones pulmonares se entienden razonablemente bien mientras que algunos de los mecanismos que conducen a otras lesiones de los órganos torácicos todavía merecen más investigación [243]. La Tabla 2.6 resume los valores de tolerancia del tórax, expuesto a cargas frontales y laterales, resultantes de diversos experimentos reportados en la literatura.

Tabla 2.6 Tolerancia a las lesiones de tórax.

Impacto forntal				
Carga mecánica	Objeto de prueba	Criterio Umbral	Valor Umbral	Ref.
Fuerza	Esternón	Lesión menor	3,3 kN	[217]
	Pecho y hombro	Lesión menor	8,8 kN	[217]
Aceleración	Maniquí	3 ms	60 g	[146]
Deflexión	Cadáveres	Sin fractura de costilla	58 mm	[257]
	Maniquí	Límite (5%)	52 mm	[146]
	Maniquí	Límite (50%)	63 mm	[146]
Compresión	Cadáveres	Inicio de fractura en costilla	20 %	[163]
		Tórax inestable	40 %	[147]
Velocidad	Cadáveres	25% probabilidad de AIS \geq 4	1,0 m/s	[285]
		50% probabilidad de AIS \geq 4	1,3 m/s	[285]
Impacto lateral				
Carga mecánica	Objeto de prueba	Criterio umbral	Valor umbral	Ref.
Fuerza	Fuerza	AIS0	7,4 kN	[265]
		AIS3	10,2 kN	[265]
		25% probabilidad de AIS \geq 4	5,5 kN	[284]
Aceleración	Aceleración	25% probabilidad de AIS \geq 4	45,2 g	[284]
		25% probabilidad de AIS \geq 4	60 g	[37]
Compresión	Compresión	25% probabilidad de AIS \geq 4	38,4%	[284]
Velocidad	Velocidad	50% probabilidad de AIS \geq 3	1,0 m/s	[284]
		25% probabilidad de AIS \geq 4	1,47 m/s	[284]

Por otra parte, se desarrollaron índices de severidad para relacionar cierta carga del tórax con un determinado riesgo de lesión. A continuación, se presentan los criterios de lesiones torácicas más utilizados:

El criterio TTI (Thoracic Trauma Index): el índice de trauma torácico es un criterio de lesión para impacto lateral. Supone que la ocurrencia de lesiones se relaciona con la media de la aceleración máxima lateral experimentada por la caja torácica por el lado de impacto y la columna torácica inferior. Además, el TTI considera el peso y la edad del sujeto, por lo tanto, combina la información sobre la cinemática con parámetros del cuerpo del sujeto. El TTI se define como sigue:

$$TTI = 1,4edad + 0,5 (RIB_y + T12_y) \left(\frac{M}{M_{std}} \right) \quad (2.3)$$

donde la *edad* debe ser considerada en años, RIB_y se refiere al máximo valor absoluto de la aceleración lateral entre la costilla 4 y 6 (en g), $T12_y$ se trata del máximo valor absoluto de la aceleración lateral de la vértebra T12 (también en g), M es la masa del objeto y M_{std} es una masa patrón de 75kg.

Para relacionar los valores de TTI a lesiones torácicas, se realizaron un gran número de pruebas sobre cadáveres [131] y el riesgo de lesiones se estableció estadísticamente. Por lo tanto, el TTI refleja una correlación estadística en lugar de una biomecánica. No puede estar relacionado directamente a cualquier mecanismo de lesión en cuestión.

Criterio CC (Compression Criterion): las investigaciones de Kroell [163, 147], sobre impactos romos en tórax concluyó que la máxima compresión del tórax correlaciona bien con la escala AIS, mientras que la fuerza y la aceleración no lo hicieron. Definiendo la compresión (C) como la deformación del pecho dividido por el espesor del tórax, se estableció la siguiente relación:

$$AIS = -3,78 + 19,56C \quad (2.4)$$

Además, el análisis estadístico del riesgo de lesiones muestra que en un impacto frontal con compresión del tórax de 35% resulta en un 25% de probabilidad de lesiones graves según la clasificación AIS4.

Criterio VC (Viscous Criterion): el criterio de viscosidad[286], también llamado el criterio de tejido blando, es un criterio de lesión para la zona del pecho teniendo en cuenta que la lesión del tejido blando es dependiente del valor máximo de compresión y de la velocidad con que este ocurre. El valor VC es el máximo del producto instantáneo de la velocidad de deformación del tórax y la deformación del tórax. Ambas cantidades se determinan por medición de la deformación en costilla (impacto lateral) o la deflexión del pecho (impacto frontal). Por lo tanto:

$$VC = V_{(t)} \times C_{(t)} = \frac{dD_{(t)}}{dt} \times \frac{D_{(t)}}{b} \quad (2.5)$$

donde $V_{(t)}$ es la velocidad de la deformación en m/s , $D_{(t)}$ es la deformación en metros, $C_{(t)}$ es la función de compresión instantánea y b el grosor inicial del torso.

2.3.3 Modelos biomecánicos del cuerpo humano

Como se ha podido apreciar hasta ahora, un gran número de estudios relacionados con ensayos de colisión sobre diferentes partes del cuerpo se han llevado a cabo en los últimos 50 años. El desarrollo de los mismos ha tenido como objetivo la comprensión detallada de los mecanismos de lesión y la determinación de los umbrales de daños para diferentes zonas del cuerpo. Sin embargo, otro resultado que se ha obtenido gracias a estos ensayos es el desarrollo de modelos mecánicos y matemáticos que permiten emular el comportamiento cinemático y dinámico de diferentes estructuras corporales sometidas a cargas directas e indirectas.

La mayor parte de los modelos son deterministas e incorporan las características promedio del cuerpo humano. Representando el efecto de las inercias a través de ecuaciones de movimiento que tendrán que ser resueltas por algún método numérico. Las formulaciones matemáticas utilizadas para estos modelos se pueden subdividir en los Modelos de Masa Concentrada (MMC), Modelos Multicuerpo (MM) y Modelos de Elementos Finitos (MEF).

En los modelos de masa concentrada el sistema es representado por uno o más elementos rígidos conectados por muelles y amortiguadores. Un ejemplo es el modelo unidimensional del tórax humano desarrollado por Lobdell en 1973 [163]. Este modelo simula la respuesta del tórax en caso de impacto. El modelo consta de 3 cuerpos rígidos conectados por muelles y amortiguadores. Un cuerpo representa la masa del elemento que colisiona y los otros dos representan la masa efectiva del esternón y las vértebras, respectivamente. Los muelles y amortiguadores representan la piel y los tejidos blandos que están entre el impactador y el esternón, y entre el esternón y la columna. Por otra parte, y en relación al sistema cabeza-cuello, existe un primer grupo de autores [22, 278, 292, 293] que optan por representar este sistema a través de dos cuerpos rígidos (cabeza y cuello) articulados entre si y el cuello también articulado con una base fija que representa al tórax. Un segundo grupo de autores [61, 174, 264], que también utilizan un MMC prefieren simplificar aún más el problema y representar el sistema a través de una única masa (cabeza), que se conecta directamente a una base fija (tórax), por medio de un elemento viscoelásticos (cuello).

La diferencia más importante entre un modelo de masas concentradas y uno multicuerpo es que este último permite la conexión entre cuerpo a través de diversos tipos de articulaciones, las cuales pueden restringir o permitir el movimiento en los 6 grados de libertad. Además, los modelos multicuerpo pueden incluir cuerpos rígidos o flexibles. Por lo cual, es posible afirmar que un MMC se puede considerar un caso especial de la formulación más general de modelos multicuerpo. Por ejemplo, un modelos multicuerpo del sistema cabeza-cuello puede aportar más detalle que un MMC, representando a las vértebras como cuerpos rígidos individuales y articulados, conectados por medio de amortiguadores y muelles que representan al tejido blando, con un cuerpo principal que es la cabeza [102, 277, 279].

Finalmente, el método de elementos finitos es una técnica numérica para resolver ecuaciones diferenciales definidas sobre un dominio de forma arbitraria. El sistema a modelar se divide en una serie de volúmenes, superficies o elementos, los cuales están interconectados en un número discreto de puntos. Uno de los primeros modelos biomecánicos realizados con esta técnica corresponde al modelo de cabeza de Shugar [252], el cual incluye una representación del cráneo y el cerebro, comparada posteriormente con resultados experimentales de ensayos de impactos reales. Hoy en día son muchos los ejemplos de simulación biomecánicas que se valen de este método para obtener información particular de alguna zona específica que pueden ser modeladas con mayor detalle que con los otros métodos [35, 51, 194, 305]. Sin embargo, y a diferencia de los modelos anteriores, los MEF suelen requerir una enorme carga computacional, más aun cuando se trata de ensayos dinámicos de impactos.

2.4 Normativa de seguridad

El diagrama de la Figura 2.4 muestra las principales normas de seguridad que de una forma u otra están vinculadas con la robótica. Estas normas están organizadas por niveles, en el más alto se encuentran las directivas, las cuales son un conjunto de disposiciones de carácter general establecidas por un organismo internacional, en conformidad con todos sus miembros. Luego se ubican las normas armonizadas, clasificadas por tipo (A, B y C), las cuales son especificaciones técnicas, de carácter voluntario, elaborada por diferentes organismos de normalización con el objetivo de servir de apoyo a las directivas.

Los fabricantes de robots deben atender como norma de nivel superior a las denominadas directivas de máquinas. Por ejemplo, si un fabricante desea comercializar sus robots, o cualquier otro tipo de máquina, legalmente dentro de la Comunidad Europea (CE), deberá respetar fundamentalmente a las indicaciones dadas en la directiva de máquinas de la comunidad, contenida en este caso en el documento 2006/42/CE [1].

Directivas

2006/42/CE

Norma tipo A

ISO 12100

IEC 61508

Norma tipo B

ISO 11161

ISO 13849-1

IEC 62061

Norma tipo C

ISO 10218

ISO 13482

ISO/TS 15066

Figura 2.4 Directivas y normas relevantes para la seguridad de robots y sistemas robóticos (dentro de la Unión Europea).

Dicha directiva establece los requisitos esenciales con los que una máquina debe ser conforme para que pueda ser comercializada y puesta en servicio. Son requisitos obligatorios, de carácter general, que el fabricante debe aplicar durante el diseño y construcción, con el fin de garantizar que dicha máquina sea segura, es decir, que durante su vida útil previsible, si se utiliza conforme al uso previsto por el fabricante, dicha máquina no dará lugar a lesiones o daños para la salud.

Los requisitos están expresados mayoritariamente en términos del peligro que se pueden presentar. Por lo tanto, cumplir con los requisitos esenciales se traduce en adoptar todas las medidas que sean necesarias para eliminar los peligros o para proteger a las personas contra dichos peligros. En este sentido, es fundamental que durante el diseño se realice la evaluación de los riesgos de la máquina, descrito en la directiva.

Ahora bien, la directiva de máquinas establece objetivos a alcanzar, pero no la manera de llegar a ellos. Por lo tanto, y con el fin de facilitar a los fabricantes la prueba de conformidad de dichos requisitos, así como posibilitar el control de dicha conformidad, se dispone de normas armonizadas sobre la prevención contra los riesgos derivados del diseño y fabricación de las máquinas.

Las normas armonizadas de más alto nivel son las tipo A, las cuales especifican conceptos, terminología y principios de diseño básicos aplicables a todas las categorías de máquinas.

Si bien la aplicación de dichas normas por sí solas proporciona un marco esencial para la correcta aplicación de la directiva de máquinas, no son suficientes para garantizar la conformidad con los requisitos esenciales de seguridad pertinentes de la directiva y, por tanto, no otorga presunción de conformidad plena. Ejemplo de ellas, son las normas ISO 12100 [120] y IEC 61508 [112] (ver Figura 2.4), las cuales son consideradas una guía general para diseño, evaluación y reducción de riesgo no sólo de robots sino de cualquier dispositivo que se considere máquina.

Un escalón por debajo están las normas tipo B, estas abordan aspectos relacionados con los dispositivos de seguridad que pueden encontrarse en diferentes tipos de máquinas. La aplicación de estas normas, que incluyan especificaciones para los componentes de seguridad comercializados por separado, confiere presunción de conformidad para los componentes de seguridad en cuestión y para los requisitos esenciales de seguridad cubiertos por las normas. En este nivel destacan normas como la: ISO 11161 [119], ISO 13849-1 [122] o la IEC 62061 [113] (ver Figura 2.4), cuyo objetivo es orientar el diseño de todo tipo de sistema de control relacionado a proporcionar seguridad dentro del ámbito de maquinarias, esto incluye todas y cada una de las funciones de seguridad que disponga la máquina, por ejemplo: función de parada de emergencia, función de enclavamiento, resguardos, etc.

Concretamente la norma ISO 13849-1 ayuda a identificar los requisitos de seguridad al proporcionar categorías de seguridad y especifica la manera de cumplir con los requisitos. De acuerdo a su fiabilidad, los elementos relacionados con la seguridad del controlador se clasifican en cinco categorías, que describe el nivel de tolerancia a errores del sistema. La clasificación en particular depende de la gravedad de una lesión, presencia y/o la duración de la exposición al riesgo, y la posibilidad de evitar el peligro. Finalmente, las normas tipo C son las que contemplan requisitos de seguridad específicos para un tipo determinado de máquina, por ejemplo robots. La aplicación de las especificaciones de una norma de tipo C, sobre la base de la evaluación de riesgos del fabricante, confiere presunción de conformidad con los requisitos esenciales de seguridad de la directiva de máquinas cubiertas por la norma. Particularmente, dentro de la Organización Internacional de Normalización (International Standardization Organization (ISO)), el área de la robótica está representada en el subcomité técnico ISO/TC184/SC2 "Robots y dispositivos robóticos". Su secretaría está organizada por el Instituto Sueco de Normalización (Swedish Standards Institute (SIS)) en Estocolmo. Donde se incluyeron únicamente proyectos de normalización del ámbito industrial hasta el año 2006, cuando su alcance fue modificado para incluir también aplicaciones de otros ámbitos de la robótica. Dentro de las normas generadas por este subcomité, destacan las siguientes:

ISO 10218[118]: la cual especifica los requisitos y directrices relativos al diseño seguro, medidas de protección y la información para el uso de robots industriales. En ella se describen los peligros básicos asociados con los robots y proporciona los requisitos para eliminar o reducir de manera adecuada, los riesgos asociados a estos peligros. Explican por ejemplo: límites del área de trabajo, revestimientos, mecanismos de control como paradas de emergencia, conexiones eléctricas, o botones de confirmación.

Además, contempla de una forma poco relevante la posible interacción física entre humano y robot, condicionando la misma únicamente al cumplimiento permanente de una de las siguientes condiciones: la velocidad del TCP (Tool Center Point) debe ser menor o igual a $0,25m/s$, la potencia máxima dinámica debe ser menor o igual $80W$, o la fuerza estática máxima debe ser menor o igual $150N$.

ISO 13482[121]: donde se aborda todos lo concerniente al diseño, medidas de protección e información relacionada a la seguridad en Robots para el Cuidado Personal (RCP). Contempla aplicaciones con contacto físico humano-robot, y al igual que su homóloga para robots industriales, describe los peligros relacionados con el uso de RCP, indica como eliminar o reducir los riesgos asociados a estos peligros a un nivel aceptable. Destaca en ella la particularización de los riesgos y paliativos en función a una clasificación propia de los RCP, que incluye: robots sirvientes móviles, robots asistentes físicos y robots para el traslado de personas.

Dentro de los peligros considerados en esta norma destaca la colisión con personas y la pérdida de la estabilidad. Asimismo, discute sobre peligros producto de decisiones autónomas incorrectas, relacionadas a la identificación de objetos, localización y planificación de trayectoria, así como errores de agarre y entrega de artículos incorrectos que puede dar lugar a situaciones peligrosas.

Además, para la reducción de riesgo la norma ofrece tres métodos. Primero, los inherentes al diseño, como por ejemplo el cambio el diseño mecánico con el fin de mejorar la estabilidad estática y dinámica o la reducción de los bordes afilados que podría causar daño a una persona. Segundo, medidas de salvaguardia y protección, que no eliminan el peligro, pero ayudan a reducir el riesgo a un nivel aceptable; ejemplos de ellos son los sensores utilizados para la detección del humano y la emisión de una parada de protección (diversas zonas operativas se definen para ayudar en este proceso). Tercero, la documentación de los riesgos residuales en las instrucciones de uso, como una opción que puede ser elegida en casos extraordinarios en los que no existen opciones para mitigar el riesgo.

Si los riesgos se reducen a través de una función en el sistema de control, el rendimiento del mismo debe ser ideado de manera de garantizar los requisitos mínimos de salvaguardia. Funciones de seguridad típicas para reducir los riesgos (que también son bien conocidos de los robots industriales) son la limitación y el control de la velocidad o fuerza, cuando el robot se encuentra en las proximidades de los seres humanos, así como las limitaciones en los ejes para reducir el espacio de trabajo del robot.

Aunque esta norma, al igual que la ISO 10218, ofrece algunas pautas iniciales para la interacción humano-robot, todavía quedan muchas cuestiones abiertas que deben abordarse. En este sentido, algunos de los más recientes esfuerzos del comité ISO/TC184/SC van dirigidos a cerrar la brecha entre hombre y robot y definir los límites biomecánicos de lesión o requisitos de seguridad para los métodos sofisticados de control. Un ejemplo de ello es la reciente norma de robots colaborativos ISO/TS 15066.

ISO/TS 15066[123]: esta norma proporciona información complementaria y de apoyo a la norma de seguridad ISO 10218. Se trata de una especificación técnica donde se profundiza sobre los elementos más importantes asociados con la seguridad del operario de robots industriales de colaboración.

El documento ofrece una explicación más detallada de los diferentes modos de colaboración presentados en las normas ISO 10218, como son: paro controlado de seguridad; guiado manual; supervisión de la velocidad y la distancia de separación; y limitación de potencia y fuerza; siendo este último el más interesante y desafiante debido a que posibilita una interacción directa entre un robot en movimiento y un operario. Esta clasificación ha permitido proponer una evaluación de riesgo adaptada a cada uno de los modos, que incluye el análisis en término de velocidad, distancia de separación, par y control; además de indicaciones para la reducción del nivel de riesgo de cada uno de los modos.

El modo de colaboración de limitación de potencia y fuerza, a diferencia de los otros, requiere de un robot específicamente diseñado para su implementación. Donde la reducción de riesgo se alcanza limitando la potencia y/o fuerza a través de: un diseño mecánico intrínsecamente seguro, funciones de control de fuerza, uso de dispositivos de protección sensibles a presión o fuerza y/o uso de dispositivos de anticipación de colisiones.

Otro valioso aporte de la norma está relacionado con la clasificación de los tipos de contactos físicos posibles entre robot y humano, y la consiguiente indicación de medidas de reducción de riesgo diferenciada. En ella se define dos posibles eventos de

contacto: transitorio (o libre), cuando se trata de un evento de corta duración ($< 50ms$) en donde una parte del cuerpo humano puede retraerse; o restringido (o cuasi-estático), el cual tiene mayor duración y parte del cuerpo del operario queda atrapado entre una parte móvil del robot y otra parte fija o móvil de la célula robotizada. El peligro en el contacto transitorio está asociado a la transferencia de energía a través del área de contacto (densidad de flujo de potencia), la cual es función de la velocidad relativa, la masa efectiva del robot, la zona del cuerpo involucrada y el área de contacto. Mientras el peligro en el contacto cuasi-estático se relaciona con los valores de fuerza y presión del contacto, que dependen del par articular y la presión en el área de contacto. Por lo tanto, las medidas para la reducción de riesgo productos de un contacto libre pasan por la reducción de la masa efectiva, el incremento del área de contacto, el incremento de la duración del contacto, reducción de la velocidad relativa; mientras que para el caso restringido se sugiere únicamente el incremento del área de contacto, la reducción del máximo par articular o de la duración del contacto.

Por otra parte, la norma brinda un criterio de daño en función a la zona del cuerpo donde se produce el contacto, la fuerza aplicada y la presión ejercida. Expresar los niveles de daño en función a estos parámetros abre el camino al análisis de diferentes mecanismos de atenuación, que permitan evitar que el contacto indeseado alcance dichos valores umbrales. Además, facilita el cálculo de la velocidad máxima del robot a partir de ecuaciones que dependan de la masa efectiva, la presión umbral, el área de contacto estimada y la constante de rigidez de la superficie de contacto.

La diferencia fundamental que esta norma tiene con el resto de normativas previa, es que contempla y permite el contacto entre robot y operario, siempre y cuando este no cause lesión. Esto se consigue determinando las partes del cuerpo humano que pueden estar envueltas en la colisión con el robot, mediante un análisis de riesgo exhaustivo. Luego, estimada la fuerza de contacto, presiones en contacto cuasi-estático y energía en caso de impactos libres. Y finalmente, validando a través de mediciones que dichos valores sean menores a los establecidos en un conjunto de Tablas de límites biomecánicos aportados en los anexos de la norma.

2.5 Minimización de los efectos de una colisión

2.5.1 Diseño intrínsecamente seguro

El diseño mecánico y de actuación es un factor fundamental en el desarrollo de manipuladores intrínsecamente seguros, es decir, manipuladores que garantizan la segura interacción física

incluso en el caso poco probable de producirse una pérdida total del sistema de control. Para alcanzar la seguridad intrínseca y mantener la estructura clásica de los manipuladores (cadenas de eslabones y articulaciones) se ha planteado como directriz fundamental de diseño la reducción de los parámetros inerciales del robot y la segura disipación de la energía del impacto. El objetivo es mitigar cualquier posible daño que pueda surgir en caso de una colisión contra el humano.

En cuanto a la reducción de los parámetros inerciales, es importante recordar que un manipulador convencional emplea servomotores eléctricos. Actuadores que proporcionan un par relativamente pequeño y gira a una velocidad alta, mientras que un eje de articulación robótica en general gira lentamente y necesita un par alto para soportar la carga. En otras palabras, la impedancia del actuador (relación entre el par y la velocidad) suele ser mucho más pequeña que la de la carga. Para cubrir esta brecha es necesario una reductora, la cual aumenta en un factor n el par motor y reduce con el mismo factor la velocidad de rotación. Esto trae como consecuencia un aumento de n^2 veces la inercia eficaz del rotor, la cual se añade a la ya presente en el eslabón, de forma tal que la inercia total reflejada por el sistema viene dada por:

$$I_r = I_e + n^2 I_m \quad (2.6)$$

A partir de (2.6), es posible apreciar al menos cuatro soluciones directas para reducir la inercia reflejada (I_r):

- 1) Reducir la inercia del actuador (I_m): esto es posible utilizando motores más eficientes o cambiando el tipo de actuador. Sin embargo, los motores de inercia reducida suelen ofrecer un par limitado, esto conlleva al necesario aumento de la relación de reducción para poder compensar la pérdida de par [76]. Dado que la relación de la reductora multiplica (término cuadrático) a la inercia del rotor, la inercia reflejada no mejorará necesariamente. Esto lleva a una solución en compromiso que considera las necesidades cinemáticas y dinámicas de la aplicación y la disponibilidad de motores y reductoras que cumplan con este requisito y reflejen la menor inercia posible.
- 2) Prescindir de la reductora ($n = 1$) o disminuir su relación: la implementación práctica de esta idea requiere de motores de accionamiento directo, esto quiere decir que se necesitan motores con un elevado par (seguramente unas 100-150 veces mayor que con reductora) a baja velocidad (asociada directamente con la aplicación) que mantengan la máxima rigidez posible. En general, se tratan de motores pesados y voluminosos, lo que causaría un incremento directo en la inercia del eslabón que sostiene al motor, o la

restricción al uso en un limitado número de configuraciones cinemáticas, en las cuales se pueda ubicar al sistema de actuación en la base del propio robot.

- 3) Reducir la inercia del eslabón (I_e): esto se puede conseguir bien sea a través del uso de materiales livianos y rígidos (para evitar las vibraciones y soportar peso) o a través de la reubicación de las masas más significativas, como por ejemplo los actuadores.
- 4) Modificar la física del sistema: una alternativa para modificar la ecuación de la inercia reflejada consiste en desacoplar mecánicamente las inercias (motor-eslabón), mediante la introducción de elementos elásticos. Lo positivo de esto es que disminuye el peso que tiene el segundo término de la ecuación, sin embargo lo negativo es que dificulta el control de posición del eslabón.

Actualmente, el diseño de robots ligeros es un fiel exponente del esfuerzo en reducir la inercia reflejada en la nueva generación de robot centrados en humanos. Estos robots hacen uso de materiales compuestos o metales ligeros y de alta resistencia, además optimizan el diseño de todos los componentes que forman parte del cuerpo del robot, con el fin de reducir su peso y mejorar su distribución. Incluyen elementos flexibles a nivel articular con el objetivo de mejorar tanto la seguridad como el desempeño energético del sistema. Para su desarrollo se han evaluado en los últimos años dos enfoques [103]: el mecatrónico y el basado en tendones.

El enfoque mecatrónico presta más atención al desarrollo modular de articulaciones, e integra en un único conjunto articular a los sistemas de sensorización, control, actuación y transmisión, en base a un cuidadoso diseño que optimiza las relaciones de potencia/peso y par/peso. Para ello, suelen combinar motores de alta potencia y par, con alta eficiencia energética y rápida respuesta dinámica, con reductoras de alta relación de transmisión. Además, frecuentemente disponen de un mayor número de sensores, que incluyen a sensores de fuerza/par, sensores de corriente y medición de la posición tanto del eje motor como del eje de salida del eslabón. En la Figura 2.5a y 2.5b se muestran dos de los más destacados brazos robóticos de este tipo, se tratan de manipulador KUKA LBR iiwa y el manipulador quirúrgico MIRO.

Por otro lado, el enfoque basado en tendones presta mayor atención a la distribución de la masa. Los actuadores se ubican en la base del robot con el fin de minimizar el peso de las piezas móviles, y las articulaciones son accionadas por un sistema de cables y poleas, conectadas a motores eléctricos con relaciones de reducción bajas, de forma que al empujar los eslabones es posible forzar el movimiento de todos los componentes de transmisión mecánica, incluyendo los rotores de los motores. Las Figuras 2.5c y 2.5d muestran dos

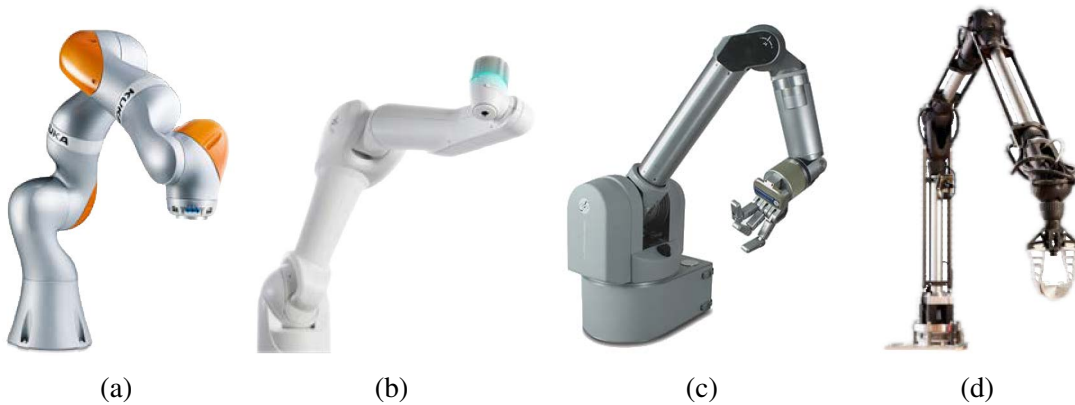


Figura 2.5 Manipuladores ligeros: (a) KUKA LBR iiwa [149], (b) MIRO [270], (c) Barrett [266] y (d) Alexa [71].

destacados ejemplos de manipuladores ligeros basados en tendones, se trata de los brazos Barrett y Alexa.

Si bien los manipuladores ligeros son los máximos exponentes en lo que se refiere a la interacción física entre humano y robot, algunas de las soluciones que ellos contienen y otras consideraciones, diseños y criterios que se asocian a la seguridad intrínseca de manipuladores requieren una explicación más detallada. Por esta razón, a continuación se ofrece un repaso de las principales directrices de diseño relacionadas con reducción de daños producto de colisiones entre humanos y robots.

Limitación del rendimiento

Los límites de rendimiento hacen referencia a la incorporación de restricciones mecánicas o eléctricas que aportan una reducción en el riesgo de lesión o dolor. Sin embargo, frecuentemente estas restricciones se traducen en una reducción del desempeño del mecanismo, lo que plantea la necesidad de una solución en compromiso que garantice en todo momento la seguridad del hombre y mantenga un desempeño útil para la aplicación.

Limitar el rendimiento de un brazo robótico se puede hacer reduciendo la velocidad de movimiento del brazo, la aceleración en el espacio, la fuerza de efector final y/o la carga útil máxima posible. De hecho la norma ISO 10218 estableció las condiciones necesarias para la interacción directa con manipuladores precisamente a través de restricciones electromecánicas que incluyen máximos de potencia (menor a 80W), velocidad (menor a 0,25m/s en el efector final) o fuerza (menor a 150N).

Dado que esta estrategia de seguridad está normalizada, es posible encontrar varios manipuladores comerciales que recurren a limitaciones de rendimiento. Por ejemplo, Jaco

[138] y Iarm [116] combinan límites de velocidad y baja inercia para asegurar que la fuerza de colisión durante un impacto accidental se mantenga baja. Weston [101] utiliza motores de baja potencia para limitar la aceleración, fuerza y carga útil del manipulador. Bridgit [177] y Rapuda [288] son también ejemplos de manipuladores asistenciales que limitan su rendimiento para garantizar la seguridad. El Iarm es también un ejemplo de un sistema que incorpora embragues deslizantes, es decir, acoplamientos de transmisión de potencia mecánica entre el actuador y la articulación. Los cuales desconectan o deslizan la transmisión cuando el par articular aplicado excede de un límite máximo, limitando así la carga útil del efector final y la fuerza que puede aplicar durante una posible colisión [155].

El uso de las articulaciones con retorno (backdrivable) es otra manera de aumentar la seguridad. Estas articulaciones no restringen el movimiento del eje de salida al aplicar un par en el eje de entrada. El eje de salida puede moverse como consecuencia de la aplicación de una fuerza externa directamente sobre el eje salida, dado que dicha fuerza puede causar el movimiento del eje de entrada. De esta manera, el usuario es capaz de manipular el sistema externamente sin sentir una estructura mecánica rígida. Jaco y Wam [115] son ejemplos de sistemas que utilizan este tipo de articulaciones.

Cubiertas blandas

Una estrategia intuitiva que puede ser aplicada para mejorar la seguridad de robots convencionales, o formar parte del sistema de protección de nuevos diseños centrados en humanos, consiste en recubrir la mayor parte del cuerpo del robot con algún material blando que permita disipar la energía producto de la colisión. En este sentido, los materiales viscoelásticos como polímeros, elastómeros o espumas ya han demostrado su utilidad en la reducción de vibraciones y fuerzas de impacto en otras áreas.

Algunas investigaciones ya han evaluado esta alternativa, entre ellas destacan los estudios realizados por Suita et al. [261], quienes propusieron un método para seleccionar el módulo elástico y el coeficiente viscosidad de una espuma, a fin de garantizar una fuerza de impacto menor que la tolerancia al dolor del cuerpo humano. También mencionaron la importancia de conocer el espesor mínimo requerido de espuma, para evitar la compresión total de la cubierta, pero no proporcionaron un método para encontrarlo. Yamada et al.[301] mejoró este enfoque mediante el control del manipulador para reducir su velocidad durante el impacto. Sus experimentos mostraron que la fuerza de impacto después de 0,1s se puede reducir de manera significativa. Además, Lim y Tanie [161] presentaron el diseño y ensayo de un soporte viscoelástico para un manipulador móvil cubierto de espuma elástica.

Por otro lado, destaca también la contribución de Sugaiwa et al.[260], quienes en base a ensayos experimentales y utilizando la escala abreviada de lesiones como función objetivo,

compararon y optimizaron el grosor de hasta 16 cubiertas blandas diferentes. El trabajo de Zeng et al.[307, 308], presentó un método alternativo para diseñar adecuadamente la espuma, de acuerdo con un criterio de seguridad basado en la aceleración de la cabeza y un modelo dinámico para el análisis de impacto. Este modelo incorpora el acoplamiento de la cabeza humana con el torso, y del brazo del robot con su base, además destaca su validación experimental en base a un maniquí de cabeza y voluntarios humanos.

Las cubiertas blandas han demostrado ser un medio eficaz para mejorar la seguridad humana en espacios compartidos con robots, más aun cuando complementan a otra técnica de seguridad y su presencia no modifica significativamente las características propias del diseño (inercia, su espacio de trabajo o capacidad de carga). Sin embargo, presenta dificultades al momento de proteger todas las zonas del manipulador, especialmente las articulaciones y el efector final, así como inconvenientes para la disipación de calor de los componentes electrónicos que se encuentren recubiertos.

Incorporación de elementos flexibles

La flexibilidad mecánica en un robot se puede conseguir principalmente por dos mecanismos: introduciendo un elemento elástico dentro del sistema de transmisión articular o utilizando eslabones con materiales ligeros y elásticos. De esta forma, y desde el punto de vista del modelado, la flexibilidad puede ser representada como un elemento elástico dentro del sistema articular o como elementos elásticos distribuidos a lo largo de los eslabones. De estos dos mecanismos, el sistema elástico articular (o de transmisión flexible) combinado con un conjunto de eslabones ligeros pero rígidos, parece ser la aproximación más cercana al sistema músculo-esquelético del ser humano, motivo por el cual ha venido recibiendo gran atención dentro de la comunidad científica en los últimos años como mecanismo para mejorar las capacidades de los manipuladores en términos de velocidad y absorción de impactos.

A nivel de seguridad, la incorporación de un elemento elástico articular permite desacoplar mecánicamente la dinámica del motor, incluyendo inercia, fricción y perturbaciones, de la inercia del eslabón sobre el cual actúa. Este efecto trae consigo una reducción del riesgo de lesión debido a la disminución de la inercia observada por parte del ser humano que contacta con el robot. Además, y debido a que el desacoplo es bidireccional el par que se transfiere al sistema de transmisión producto del impacto también se verá significativamente reducido.

Bicchi y Tonietti [18] informan sobre los diferentes enfoques para mejorar el rendimiento de manipuladores y garantizar la seguridad, ofrecen un análisis cuantitativo de la relación entre riesgo y rendimiento, que les lleva a la reformulación de diversos conceptos de diseños relacionados con los mecanismos y el control de los manipuladores. Dentro de los mecanismos sugieren la incorporación de elementos elásticos a nivel articular, demostrando a

través de la comparación de los índices de lesión en cabeza, que la inclusión de un elemento flexible a nivel articular permite reducir significativamente la magnitud de un impacto y el consiguiente riesgo de lesión. Además, consideran los inconvenientes que puede ocasionar, en términos de rendimiento, antes de sugerir la necesidad de controlar simultáneamente tanto la posición del eslabón como su rigidez. Igualmente, Zinn et al.[310], observaron como una articulación con rigidez relativamente baja puede atenuar las características de un impacto y por lo tanto considera esta como una valiosa herramienta de seguridad. Asimismo, en [215] se considera el caso de un manipulador plano de dos grados de libertad, y la incorporación de elementos elásticos en ambas articulaciones observando que la fuerza de contacto contra un objeto rígido es sensiblemente reducida si se aumenta lentamente el par motor. Además, esta misma idea ha sido generalizada y analizada sistemáticamente en [89] y [95].

Sin embargo, recientemente algunas investigaciones han cuestionado la necesidad de reducir drásticamente la rigidez articular para lograr el desacoplo de la inercia de los actuadores [91, 93, 128]. Los resultados experimentales de colisión realizados con el manipulador ligero LWR-III [6], indicaron que los máximos picos de la fuerza de impacto ocurren antes que el par en la articulación comienza a aumentar, entendiendo entonces que durante este corto intervalo de tiempo la inercia del eslabón y del actuador están desacopladas. Desacoplo que atribuyen a la flexibilidad estructural que ofrece el manipulador gracias a flexibilidad interna de las reductoras y de los sensores de par dispuesto en el mecanismo. Posteriormente, los mismos autores analizan más en detalle estos resultados y sugieren que el desacuerdo entre sus resultados y los de otros autores que argumentan los beneficios de la incorporación de elementos elásticos [89], radica en las diferencias dinámicas de los experimentos, específicamente las relacionadas a los valores y relaciones entre la inercia del rotor, la rigidez articular y la rigidez en la superficie de impacto (tema que se tratará en capítulos posteriores).

2.5.2 Control para la interacción

El reto de lograr la coexistencia plena en un espacio físico común de humanos y robots, evidentemente es un problema que envuelve a prácticamente todos los ámbitos del diseño robótico, y el sistema de control no es la excepción. En este sentido, y al igual que en diseño mecánico, existen diferencias conceptuales profundas entre los requerimientos de un manipulador industrial y un manipulador para labores cooperativas. Los manipuladores industriales frecuentemente atienden a un control de posición, la herramienta del robot sigue una trayectoria prescrita en el espacio operacional que ha sido previamente planificada. Esto se debe fundamentalmente a tres factores: la naturaleza de las aplicaciones industriales, la morfología del robot y el buen conocimiento del entorno de operación. Sin embargo, en las tareas que requieren contacto, los manipuladores industriales suelen recurrir a estrategias

de control de fuerza para regular la interacción con el objeto, lo que ha llevado también al desarrollo de estrategias híbridas de control posición/fuerza [50].

A diferencia de su contraparte industrial, los manipuladores diseñados para la cooperación se enfrentan frecuentemente a un entorno parcialmente desconocido, razón por la cual no es posible una simple consecución de puntos preprogramados sin tener que considerar las fuerzas externas que le afectan. De igual forma que un control de fuerza puro también es inadecuado sin contacto. Por lo tanto, los esquemas de control que permiten regular la interacción son de gran interés en esta área, y ejemplos de ello son: el control híbrido, elástico [219] o rígido [237].

El esquema de control probablemente más utilizado para la interacción física entre humanos y robots es el control de impedancia introducido por Hogan [106, 107]. Este autor considera a la mayoría de los elementos que se encuentran en el entorno del robot, como masas a ser movidas u obstáculos rígidos, que pueden ser descritos como admitancias que aceptan fuerzas de entrada y velocidades de salida durante la interacción. Por ello, el manipulador debe exhibir una característica de impedancia para posibles interacciones con dicho entorno, la cual es evidentemente regulada por un controlador de impedancia. Este tipo de controlador impone un comportamiento físico deseado con respecto a las fuerzas externas que actúan sobre el robot. Por ejemplo, podría adoptar un comportamiento similar al de un sistema de segundo orden del tipo masa-muelle-amortiguador. Además, la evolución en las técnicas de control de impedancias han permitido abordar cuestiones como la robustez [41, 87], la adición de técnicas de control adaptable [132, 167], la extensión con un enfoque de aprendizaje [32] y los robots flexibles [129].

Un requisito importante a tener presente para el desarrollo de controladores en robots que interactúan físicamente con su entorno es el que concierne a la estabilidad asintótica, la cual debe ser garantizada incluso bajo la incertidumbre aparente de las propiedades del entorno [164]. En este sentido varios autores han recurrido a la teoría de la pasividad [9, 202, 247], considerando que un sistema pasivo es una clase de sistema dinámico cuya energía total es menor o igual a la suma de su energía inicial y la energía externa suministrada durante la interacción, se plantean como objetivo el diseño de un controlador que garantice un comportamiento pasivo del sistema. De esta forma aseguran una energía limitada y que el sistema alcance el equilibrio en su estado de mínima energía, trayendo como consecuencia que la interacción con otro sistema pasivo no afecte la pasividad del sistema combinado. Como resultado, el contacto de un manipulador pasivo sobre otro elemento pasivo resulta en un sistema combinado que también es pasivo y cuya estabilidad de Lyapunov está siempre garantizada [306].

2.5.3 Planificación de movimiento en espacios compartidos

La planificación de movimientos es típicamente un proceso que determina un camino factible para llevar al robot desde una configuración inicial a una final, evitando obstáculos y minimizando otros parámetros como distancia, tiempo o energía. Por lo general, este es un proceso previo al inicio del movimiento, que se realiza con pleno conocimiento de la geometría del entorno. Sin embargo, cuando se trata de un robot que opera en un ambiente no estructurado, y variable en el tiempo, lo explicado hasta ahora no es suficiente y a la tarea de planificación se le debe añadir la información proveniente de sensores para poder generar comportamientos reactivos que completen al plan de movimiento tradicional.

Existe una extensa literatura relacionada con la planificación de trayectorias reactivas cuyo objetivo final es culminar una tarea evadiendo los obstáculos que se presenten. De ella destacan los algoritmos basados en campo de potencial [133], sus variaciones algorítmicas o heurísticas [133, 199, 253], campo de potencial circulatorio [254] o tiras elásticas [30]. Estas y otras técnicas reactivas pueden ser consultadas en [154].

Sin embargo, el objetivo fundamental de la coexistencia humano-robot no es otro que la interacción, y en este sentido no siempre un sistema de planificación dirigido a la evasión es útil, conviene más pensar en sistemas de planificación que permitan el contacto pero que limiten el riesgo de dolor o lesión. En este sentido, en [99] se propone un esquema de control que restringe los comandos de par articular de un algoritmo de control de posición a valores que cumplan las restricciones de seguridad preestablecida, basada en la fuerza mínima de lesión. En [153] se propone un sistema de control, que basado en niveles mínimos de energía asociados a la fractura de huesos craneales y de columna vertebral, modifica la trayectoria deseada para limitar la energía total del manipulador. Además, en [94] se propone un esquema de control que permite configurar la velocidad de un manipulador de múltiples grados de libertad para garantizar la seguridad en caso de contacto, para ello considera límites biomecánicos asociados a la lesión de tejidos blandos. También en [150] se recurre a un índice de riesgo basado en la fuerza de impacto estimada para una posible colisión entre un robot y un humano, y se utiliza como una entrada a un sistema de generación de trayectoria en tiempo real, ponderando el objetivo final con peligro potencial. Finalmente, en [152], los autores introdujeron un método que utiliza los llamados campos de riesgo cinetostático como una métrica del peligro que la postura actual y la velocidad de un robot plantean a los objetos en su entorno.

2.6 Resumen

Este capítulo repasa el estado actual de un amplio conjunto de aspectos relacionados con la interacción física humano-robot. Plantea un cambio de paradigma en el diseño de robots, que facilite la necesaria adecuación de los mismos a ambientes de trabajos compartidos, donde se pueda garantizar en todo momento la segura y útil interacción con los seres humanos. En este sentido, se destaca como principal inconveniente el contacto involuntario entre humano y robot, y las incomodidades o lesiones que el mismo puede causar.

Para aportar una mejor referencia al análisis de lesiones, se hace uso de la literatura biomecánica, deportiva y forense, a fin de describir los principales métodos de cualificación y cuantificación de lesiones producto de contactos directo (colisiones). Se revisan las principales referencias de modelos biomecánicos del cuerpo humano con el propósito de dar a conocer las técnicas de análisis dinámicos más comunes para la simulación y el análisis de contactos. Además, se puntualizan las principales normativas de seguridad asociadas con la robótica comercial y se destacan aquellas donde se contempla la presencia del ser humano. Finalmente, se repasan las principales técnicas para la minimización de los efectos no deseados de un contacto físico imprevisto, incluyendo métodos basados en el diseño mecánico, como: la limitación del rendimiento, el uso de cubiertas y la incorporación de elementos flexibles; así como los basados en la planificación y control de movimiento.

Capítulo 3

Formalización y análisis de aspectos relevantes del impacto

3.1 Introducción

Son numerosos los esfuerzos destinados a desarrollar brazos robóticos seguros que garanticen la correcta coexistencia con el ser humano. Diferentes ensayos de colisión han sido llevados a cabo con el fin de cuantificar el potencial de riesgo de diferentes manipuladores [18, 90, 214, 216, 301]. De ellos, es posible concluir la existencia de un gran número de parámetros y situaciones que condicionan profundamente el daño que puede ocasionar la eventual colisión entre humano y robot.

La combinación de propiedades físicas del robot, el tipo de tarea que realiza, el entorno en el cual se encuentra, así como los elementos relacionados con las características propias del humano, pueden generar un gran número de escenarios de contacto con características muy diferentes en cuanto a gravedad y al tipo de lesión. Así pues, y a modo de ejemplo, parece evidente que el daño que puede ocasionar un manipulador ligero, caracterizado por tener una inercia reducida y elasticidad distribuida, al impactar a baja velocidad sobre las extremidades superiores de un humano, que está libremente ubicado dentro de su entorno, debe ser menor al que podría producir un manipulador de mayor inercia, que se desplaza más rápidamente hacia la cabeza de un operario, cuyo movimiento está restringido por otro objeto.

Si bien en el ejemplo anterior es fácil identificar cuál es el escenario más peligroso, la diversidad de parámetros puede dificultar en muchos otros casos el correcto desarrollo de la evaluación y el análisis de riesgos, y sobre todo la identificación de los parámetros más influyentes en la gravedad de una posible lesión. En este sentido, y con el objetivo

de ofrecer una conceptualización de aspectos más relevantes, relacionados con el impacto de un manipulador y un ser humano, la Figura 3.1 resume y clasifica las características y propiedades del robot, el humano y el impacto, que influyen directamente en el análisis de riesgo.

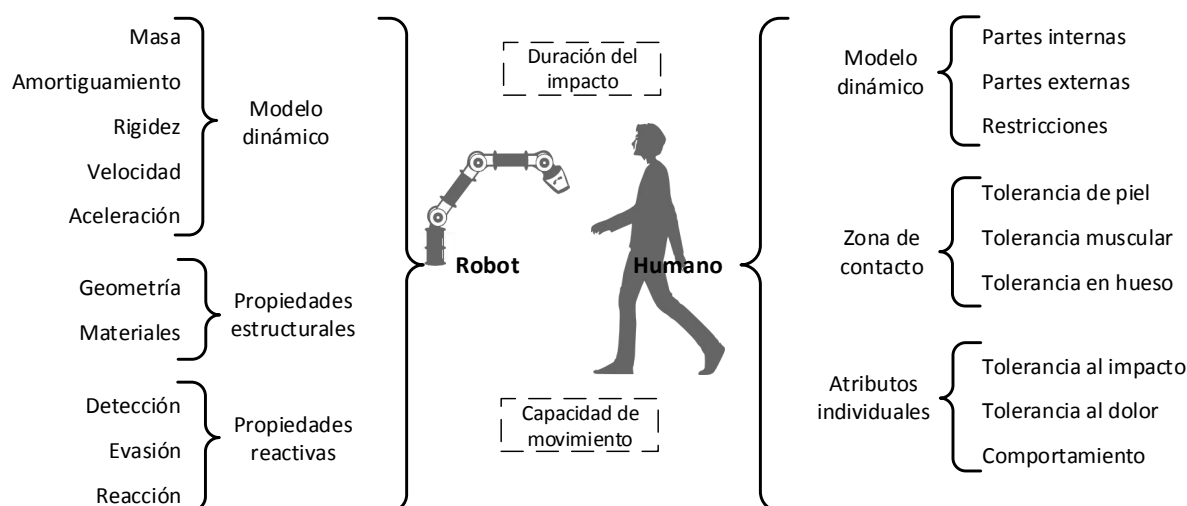


Figura 3.1 Diagrama con los aspectos más relevantes del impacto humano-robot.

En la región izquierda de la Figura 3.1 se encuentra el **robot**, cuyas características principales quedan definidas a través de un *modelo dinámico*, que relaciona los parámetros físicos del manipulador (masa, amortiguamiento, rigidez, etc.), con la fuerza aplicada en las articulaciones y las variables propias del mismo, como: posición, velocidad y aceleración. Además de dichas características, existen también algunas propiedades de suma importancia para comprender los fenómenos asociados con las lesiones, como son: las *propiedades estructurales*, que incluyen a la geometría en el punto de contacto y los materiales que constituyen y/o cubren al robot; y las *propiedades reactivas* o de respuesta del manipulador luego de ser detectada la colisión.

En la zona derecha de la Figura 3.1 está el **humano**, un ser biológico sensible a los efectos del contacto, caracterizado por un *modelo dinámico* de gran complejidad, constituido por más de 350 articulaciones, 206 huesos y aproximadamente 650 músculos; pero que ha sido ampliamente estudiado y modelado desde el punto de vista biomecánico. Para él, la *zona de contacto* es un factor crucial, no solo para comprender cómo y por qué se produce la lesión, sino también para determinar la gravedad de la misma. Así mismo, los *atributos individuales*, como la reacción al contacto o la tolerancia al impacto y el dolor, puede también ser considerados como factores relevantes en el análisis de daños.

Como *mecanismo de intercambio* de fuerza está el propio impacto (representado en la zona central de la Figura 3.1). El cual puede ser clasificado en un primer momento en función a su *duración*, teniéndose entonces que hablar de cargas quasi-estáticas cuando el contacto dura más de 50ms, y de cargas dinámicas cuando es menor la duración. Además, y en función a la *capacidad de movimiento* del ser humano durante el contacto, es posible también diferenciar entre impactos restringidos y no restringidos [123]. La clasificación de los mecanismos de intercambio de fuerza, así como la caracterización de humano y robot, constituyen la base conceptual que [93] utiliza para diferenciar el mecanismo de lesión (p. ej. fracturas, laceraciones y contusiones), identificar los factores causantes del daño (p. ej. par, velocidad, masa y rigidez) y discriminar la severidad de las lesiones.

Evidentemente el número de variables involucradas hacen del análisis de riesgo un problema complejo que requiere de un estudio analítico y experimental pormenorizado de cada variable. Este tipo de análisis está fuera de los objetivos del documento, este capítulo se centra únicamente en analizar la influencia que tienen los componentes dinámicos, estructurales y reactivos del robot, ante el contacto directo o indirecto del mismo, contra tres zonas específicas del cuerpo: cabeza, cuello y tórax. Considera colisiones con y sin restricción, y excluye del análisis la posibilidad de que el robot en cuestión disponga de herramientas o superficies que puedan ser consideradas como afiladas o puntiagudas. Para todo esto, se formula un modelo de impacto de masas concentradas, con al menos dos grados de libertad para el caso de colisiones que actúan sobre el conjunto cabeza-cuello, y con un mínimo de tres grados de libertad para el impacto sobre la región torácica. Estructuralmente el capítulo cuenta con cuatro secciones principales, dedicadas a: el manipulador, el hombre, el contacto y al análisis de los parámetros característicos del robot sobre la gravedad de las posibles lesiones.

3.2 El manipulador

Dinámica convencional

Se considera un robot manipulador antropomórfico de n grados de libertad, compuesto por una cadena cinemática abierta de eslabones rígidos conectados a través de articulaciones rotacionales. Donde cada articulación es controlada independientemente a través de un actuador, el cual usualmente está ubicado en la propia articulación, y permite generar un movimiento relativo entre eslabones consecutivos.

El conjunto de ecuaciones diferenciales que describen la dinámica del manipulador en el espacio articular, habitualmente suele ser representado en forma matricial como [246]:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + \tau_g(q) = \tau \quad (3.1)$$

donde q, \dot{q} y $\ddot{q} \in R^n$ representan a los vectores de posición, velocidad y aceleración articular; $M(q) \in R^{n \times n}$ es la matriz de inercia, $C(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ es el vector de fuerza centrífuga y de Coriolis, $\tau_g(q) \in R^n$ es el vector de fuerza gravitacional, y $\tau \in R^n$ corresponde al vector de pares, que incluye al: vector de par motor (τ_m), vector de par externo (τ_{ext}), así como a otros vectores de fuerzas no conservativas (por ejemplo el vector de fricción τ_f).

Propiedades

La ecuación (3.1), así como los términos que la constituyen, tienen propiedades que son interesantes de cara al análisis de colisiones. A continuación se mencionan algunas de estas propiedades, cuya demostración puede consultarse en [185]:

1. **Matriz de inercia:** la matriz $M(q)$ es simétrica y definida positiva para todo $q \in R^n$ y depende únicamente del vector de posición articular q . Esto proviene directamente de la definición de la matriz de inercia y del hecho de que la energía cinética del manipulador es cero sólo si el sistema está en reposo.
2. **Matriz de Coriolis:** la matriz $C(q, \dot{q}) \in R^{n \times n}$ y sus elementos son función de la posición y velocidad articular. Para un manipulador dado, esta matriz puede no ser única pero el vector $C(q, \dot{q})\dot{q} \in R^n$ si lo es. Una manera de obtener los elementos de esta matriz es a través de los coeficientes de Christoffel.
3. **Relación entre $M(q)$ y $C(q, \dot{q})$:** dado que la matriz $N(q) = \dot{M}(q) - 2C(q, \dot{q})$ es una matriz asimétrica. Se puede demostrar fácilmente al calcular los componentes de $N(q)$ y compararlos con los de su matriz transpuesta, que la matriz $N(q)$ está relacionada a la matriz de inercia $M(q)$ a través de la expresión [201]:

$$\dot{M}(q) = C(q, \dot{q}) + C(q, \dot{q})^T \quad (3.2)$$

4. **El vector de par gravitacional:** el vector $g(q) \in R^n$ depende únicamente de la posición articular. Y su relación con la energía de potencial gravitatoria \mathcal{U}_g , es un fiel reflejo del carácter conservativo de la fuerza, por tanto:

$$g(q) = \left(\frac{\partial \mathcal{U}_g(q)}{\partial q} \right)^T \quad (3.3)$$

5. **La energía:** la energía mecánica \mathcal{E} de un robot manipulador se puede obtener a partir de la suma de la energía cinética \mathcal{K} y de potencial \mathcal{U} . La energía cinética del manipulador puede ser expresada como:

$$\mathcal{K} = \frac{1}{2} \dot{q}^T M(q) \dot{q} \quad (3.4)$$

y dado que la única fuente de energía de potencial de un manipulador rígido es la gravedad, \mathcal{U} puede ser calculada asumiendo que la masa de cada conjunto articulación-eslabón está concentrada en su centro de masa, siendo así:

$$\mathcal{U}_g(q) = \sum_{i=1}^n g_0^T r_{ci} m_i \quad (3.5)$$

donde g_0 representa al vector de aceleración por gravedad, r_{ci} es el vector que ubica al centro de masa del i – esimo conjunto articulación-eslabón y m_i es la masa del i – esimo conjunto.

6. **Potencia instantánea:** la potencia instantánea \mathcal{P} de un manipulador se puede definir como la rapidez con la que se transfiere energía al mecanismo $\mathcal{P} = d\mathcal{E}/dt$. Es posible demostrar, a partir de (3.1) y (3.2), que la derivada de la energía mecánica es igual a la potencia desarrollada por las fuerzas no conservativas agrupadas en el termino τ :

$$\dot{\mathcal{E}} = \dot{q}^T \tau \quad (3.6)$$

7. **El momento generalizado:** el momento generalizado p de un manipulador queda definido como:

$$p = M(q) \dot{q} \quad (3.7)$$

Modelo de impacto simplificado

Se supone que durante la operación normal del manipulador se produce una colisión contra una persona u objeto que se encuentra dentro de su espacio de trabajo. Se considera también, que se trata de una colisión simple, que ocurre entre el objeto y el manipulador únicamente en un punto, el cual puede estar ubicado en cualquier lugar del cuerpo del robot, que pasa a denominarse a partir de ahora punto de contacto x_c . Además, se asume que el contacto se produce durante un intervalo de tiempo muy pequeño (menor a 50ms), por lo que la configuración del manipulador no sufre cambios significativos durante el impacto.

De la teoría de colisiones es bien conocido que los dos parámetros más influyentes dentro del análisis de impacto son la velocidad y la masa efectiva de los dos cuerpos que participan en el evento. En este caso, la velocidad del manipulador en el punto de contacto \dot{x}_c se puede calcular a partir de las velocidades articulares y la matriz Jacobiana asociada a dicho punto $J_c(q)$, dado que:

$$\dot{x}_c = \begin{bmatrix} v_c \\ \omega_c \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} J_{vc}(q) \\ J_{\omega c}(q) \end{bmatrix} \dot{q} = J_c(q) \dot{q} \quad (3.8)$$

donde J_{vc} es la matriz Jacobina asociada con la velocidad lineal en el punto de contacto v_c y $J_{\omega c}$ es la matriz Jacobina asociada con la velocidad angular en el mismo punto ω_c .

Además, si se considera que u es un vector unitario que guarda la dirección de la fuerza de contacto, F_{ext} , producto de la colisión. Entonces, es posible representar las propiedades inerciales del manipulador en dicha dirección, utilizando la masa y la inercia efectiva (m_{er} e I_{er} respectivamente) [134]:

$$m_{er}^{-1} = u^T [J_{vc}(q) M^{-1}(q) J_{vc}^T(q)] u \quad (3.9)$$

$$I_{er}^{-1} = u^T [J_{\omega c}(q) M^{-1}(q) J_{\omega c}^T(q)] u \quad (3.10)$$

También es importante destacar, que la fuerza de contacto F_{ext} refleja sobre las articulaciones del manipulador un par articular τ_{ext} , que queda descrito como:

$$\tau_{ext} = J_c^T(q) F_{ext} = J_c^T(q) \begin{bmatrix} f_{ext} \\ m_{ext} \end{bmatrix} \quad (3.11)$$

Ahora, conociendo las propiedades inerciales y la velocidad en el punto de contacto, es posible modelar la dinámica del robot, sin una pérdida considerable de información, a través de una masa m_{er} que se desplaza a una velocidad \dot{x}_c en la dirección de impacto u . Consideración que ha sido utilizada en otros trabajos relacionados con la optimización de parámetros dinámicos de manipuladores de servicio y control de fuerza en el espacio operacional [158, 222].

Inclusión de la flexibilidad

Dicha propiedad se hace presente introduciendo un elemento elástico dentro del sistema de transmisión articular o utilizando eslabones con materiales ligeros y elásticos. Desde el punto de vista del modelado, la flexibilidad puede ser representada entonces como un elemento elástico dentro del sistema articular o como elementos elásticos distribuidos a lo largo de los eslabones. De estos dos mecanismos, el sistema elástico articular (o de

transmisión flexible) combinado con un conjunto de eslabones ligeros pero rígidos, parece ser la aproximación más cercana al sistema músculo-esquelético del ser humano, motivo por el cual ha venido recibiendo gran atención dentro de la comunidad científica en los últimos años como mecanismo que mejora las capacidades de los manipuladores en términos de velocidad y absorción de impactos.

Para incorporar un elemento elástico articular al modelo, primero es necesario considerar que la inercia reflejada por el manipulador tiene que ser descompuesta en dos partes, la que representa a la inercia reflejada producto de las propiedades dinámicas del sistema de actuación, y la que es consecuencia de la inercia del resto de la estructura mecánica del manipulador. Obteniendo entonces una masa efectiva de actuación m_{ea} y una masa efectiva producto del resto de elementos del manipulador $m_{er'}$ (incluyendo eslabones), las cuales están unidas a través de un elemento elástico k_{er} [7]. Cuyo valor viene dado por:

$$k_{er}^{-1} = u^T [J_{vc}(q) K^{-1}(q) J_{vc}^T(q)] u \quad (3.12)$$

donde $K = \text{dig}\{k_1, \dots, k_n\}$, es conocida como matriz de rigidez y contiene en su diagonal principal el valor de rigidez articular característico de cada una de las articulaciones.

3.3 El hombre

Un gran número de estudios relacionados con ensayos de colisión sobre diferentes partes del cuerpo se han llevado a cabo en los últimos 50 años. El objetivo de dichos ensayos ha sido caracterizar el comportamiento dinámico del cuerpo humano a partir de medidas de aceleración o fuerza, y correlacionar dichas medidas con niveles de lesión o umbrales de daño. A partir de los datos obtenidos, un amplio conjunto de modelos de diferentes zonas del cuerpo han sido desarrollados para servir de sustitutos del humano en los ensayos de impacto y es extensa la literatura al respecto (ver capítulo 2).

A continuación se describen dos modelos de masas concentradas, el primero representa la dinámica de colisión entre el robot y el sistema cabeza-cuello, en tanto el segundo permite un análisis equivalente para el contacto contra la zona torácica. Ambos modelos pueden predecir la fuerza de contacto producto de un impacto cuasi-elástico, considerando la rigidez lineal media de los huesos en cada zona de impacto.

Conjunto cabeza-cuello

Para modelar los impactos contra la cabeza, se selecciona inicialmente un modelo formado por dos cuerpos rígidos, el primero de masa m_{er} , representa la masa efectiva del robot en el

momento de impacto; y el segundo de masa m_{ecc} , simboliza la masa efectiva del conjunto cabeza-cuello. Ambos cuerpos están conectados a través de un muelle de rigidez k_h , el cual representa la rigidez de las diferentes zonas de contacto analizadas. Además, se asume que la cabeza esta desacoplada mecánicamente del torso, por lo que se conecta únicamente un muelle-amortiguador entre la masa m_{ecc} y un punto fijo, para representar el comportamiento viscoelásticos del cuello (Figura 3.2).

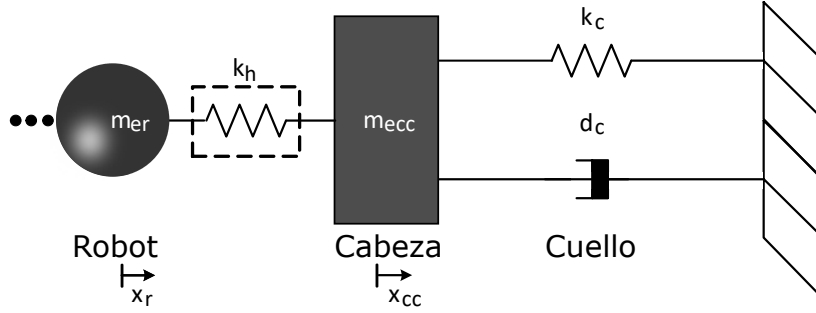


Figura 3.2 Modelo de colisión robot-cabeza.

Cada cuerpo es libre de moverse a lo largo del eje x , la posición inicial de la cabeza y del robot se considera igual justo al comenzar el contacto ($t = 0$). Además, se supone que el ser humano está en reposo y el robot tiene una velocidad inicial $\dot{x}_r^0 = v_c$. Siendo entonces el sistema de ecuaciones que describe la dinámica:

$$m_{er}\ddot{x}_r = -f_{ext}(\delta, k_h) \quad (3.13)$$

$$m_{ecc}\ddot{x}_{cc} = f_{ext}(\delta, k_h) - k_c x_{cc} - d_c \dot{x}_{cc} \quad (3.14)$$

donde $f_{ext}(\delta, k_h)$ representa a la fuerza de contacto que actúa sobre la cabeza y el robot, la magnitud de dicha fuerza se expresa a través de una función continua que depende de la deformación relativa $\delta = x_r - x_{cc}$, de propiedades elásticas y de forma de las superficies en contacto, resumidas en el parámetro k_h .

Tórax

Un modelo matemático, ampliamente aceptado, para describir el comportamiento del tórax ante un impacto frontal fue desarrollado por Lobdell [163], ver Figura 3.3. El modelo consta de tres cuerpos rígidos conectados por muelles y amortiguadores, cuyos valores fueron obtenidos a partir de un nutrido número de ensayos llevados a cabo con voluntarios, cadáveres y maniqués. El cuerpo m_{er} representa la masa del objeto que impacta, m_{ee} es la masa efectiva del esternón y m_{ev} la masa efectiva de las vértebras. Los muelles y

amortiguadores representan la rigidez y la viscosidad de piel y órganos que se encuentran entre el impactado y el esternón o entre el esternón y la columna torácica.

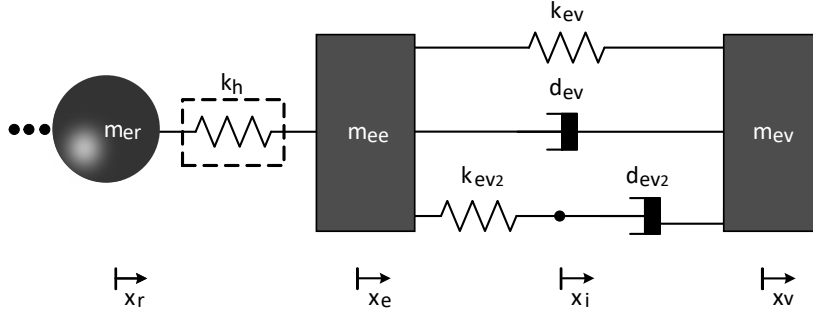


Figura 3.3 Modelo de colisión robot-tórax.

El sistema de ecuaciones diferenciales que describe su dinámica es entonces:

$$m_{er}\dot{x}_r = -f_{ext}(\delta, k_h) \quad (3.15)$$

$$m_{ee}\ddot{x}_e = f_{ext}(\delta, k_h) - k_{ev}(x_e - x_v) - k_{ev2}(x_e - x_i) - d_{ev}(\dot{x}_e - \dot{x}_v) \quad (3.16)$$

$$m_{ev}\ddot{x}_v = k_{ev}(x_e - x_v) + d_{ev2}(\dot{x}_i - \dot{x}_v) + d_{ev}(\dot{x}_e - \dot{x}_v) \quad (3.17)$$

$$d_{ev2}(\dot{x}_i - \dot{x}_v) = k_{ev2}(x_e - x_i) \quad (3.18)$$

Al igual que en el modelo del conjunto cabeza-cuello, la fuerza de contacto depende de la deformación relativa de los cuerpos en contacto $\delta = x_r - x_e$ y de las propiedades elásticas de los cuerpos. Los detalles relacionados a dicha fuerza se aportan a continuación.

3.4 Modelo de contacto

Un modelo de colisión completo debe incluir no sólo a la masa reflejada y la velocidad relativa entre los cuerpos, sino que también debe considerar la geometría de las superficies en contacto y las propiedades de los materiales que los componen. En este sentido, existe un nutrido número de modelos que permiten describir las particularidades de la fuerza de contacto, en función a las propiedades superficiales y la deformación de los cuerpos [69]. El denominador común en estos modelos es la presencia de una fuerza perpendicular al plano de contacto, la cual es producto de la deformación de los cuerpos. Dicha fuerza suele ser descrita a través de un sistema muelle amortiguador, para representar la elasticidad de los cuerpos y la disipación de energía durante el impacto.

Los primeros modelos de contacto utilizados para el análisis de riesgo en la robótica consideraban únicamente las propiedades elásticas de la zona de contacto, recurriendo a

modelos lineales sin información relacionada con la geometría de la superficie, ejemplo de ello son el uso del modelo de Kelvin-Voigt o Maxwell [18, 93, 111, 302, 307]. Sin embargo, recientemente se han incluido modelos de contactos de cuerpos blandos más completos, que permiten complementar los modelos lineales anteriores. Por ejemplo, [158, 213, 290] utiliza el modelo de contacto de Hertz, un método que considera el comportamiento elástico de las superficies en contacto y la geometría de los mismos, para poder evaluar el desempeño de cubiertas blandas y el daño producto del contacto a nivel de tejidos blandos superficiales. Además, [170] incluye también las propiedades viscosas de los materiales con el uso del modelo de Hunt-Crossley.

En este trabajo se realiza una extensión del modelo de contacto planteado por Martin y Stramigioli [290]. Para lo cual se asume que es posible modelar la superficie alrededor del punto de contacto del robot como una semiesfera de radio r_r , posiblemente recubierta por un material blando de ancho w_c . Además, se considera que la superficie en torno al punto de contacto en el cuerpo humano se puede aproximar a una superficie curva de radio promedio r_h , la cual dispone de dos capas: la piel y el hueso. En la Figura 3.4 se ilustra el contacto entre robot y humano a través del uso de una estructura esférica y una convexa, que equivalen respectivamente al robot y al ser humano. En ella los parámetros E , ν representan al módulo de Young y coeficiente de Poisson de cada material; y los subíndices r , c , p y h permiten discriminar entre robot, cubierta, piel y hueso, respectivamente.

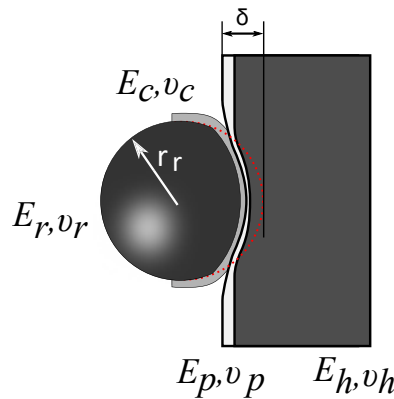


Figura 3.4 Representación geometría equivalente del contacto humano-robot.

Se supone que ambos cuerpos están formados por materiales homogéneos, isotrópicos y libres de fricción, cuya deformación tiene una característica fundamentalmente elástica. Asimismo, el tamaño del área de contacto es pequeño en comparación al tamaño de los cuerpos. Además, y a fin de simplificar el problema, se admite que el comportamiento del contacto se determina principalmente por las propiedades del hueso humano, la cubierta y el

robot. Por lo tanto, es posible aplicar los principios de la teoría de contacto Hertziana [130], quedando la fuerza de contacto expresada como:

$$f_{ext}(\delta) = \begin{cases} k_{ch}\delta^{n_{ch}} & \delta \leq 4w_c/5 \\ k_{rh}(\delta - 4w_c/5)^{n_{rh}} + f_{ext}(4w_c/5) & \delta > 4w_c/5 \end{cases} \quad (3.19)$$

donde k_{ch} y k_{rh} son las constantes de rigidez equivalente entre cobertura y hueso, y entre robot y hueso, respectivamente. Los exponentes n_{ch} y n_{rh} aportan una componente de no linealidad que puede ser ajustada a las características biológicas particulares de la zona afectada, en el apéndice A se determinan los valores de estos exponentes a partir de datos experimentales disponibles en la literatura. La constante $4w_c/5$ representa a la máxima compresión de la cubierta antes de rigidizarse [100].

Las constantes de rigidez quedan descritas por

$$k_{ch} = \frac{4}{3} \left(\frac{1 - \nu_c^2}{E_c} + \frac{1 - \nu_h^2}{E_h} \right)^{-1} \sqrt{\frac{r_h(r_r + w_c)}{r_h + r_r + w_c}} \quad (3.20)$$

$$k_{rh} = \frac{4}{3} \left(\frac{1 - \nu_r^2}{E_r} + \frac{1 - \nu_h^2}{E_h} \right)^{-1} \sqrt{\frac{r_h r_r}{r_h + r_r}} \quad (3.21)$$

La teoría Hertziana afirma también que en este caso la superficie de contacto tiene forma circular, y su radio a_c depende fundamentalmente de las propiedades elásticas y geométricas de los cuerpos, además del valor la magnitud de la fuerza de contacto. El esfuerzo de compresión normal σ_c sobre esta superficie tiene una distribución de la forma:

$$\sigma_c = \sigma_{cmax} \left(1 - \frac{r_o^2}{a_c^2} \right)^{1/2} \quad (3.22)$$

donde r_o es la distancia desde el punto de interés hasta el punto inicial de contacto o centro de la circunferencia, en el cual se produce el máximo esfuerzo de contacto σ_{cmax} , descrito por:

$$\sigma_{cmax} = \begin{cases} \frac{3f_{ext}(\delta)}{2\pi\delta} \left(\frac{r_h + r_r + w_c}{r_h(r_r + w_c)} \right) & \delta \leq 4w_c/5 \\ \frac{3f_{ext}(\delta - 4w_c/5)}{2\pi(\delta - 4w_c/5)} \left(\frac{r_h + r_r}{r_h r_r} \right) + \sigma_{cmax}(4w_c/5) & \delta > 4w_c/5 \end{cases} \quad (3.23)$$

La energía transmitida durante el impacto puede ser cuantificada a través de la integración de la fuerza de contacto a lo largo de la deformación, y la densidad de energía de potencial (ρ_e) elástico a través de la integración del esfuerzo de compresión normal (σ_c):

$$\rho_e = \int_0^{\delta_{max}} \sigma_c(\delta) d\delta \quad (3.24)$$

La componente de compresión normal a la superficie de contacto predomina sobre otras componentes durante el escenario de contacto aquí descrito. Sin embargo, en los bordes de la superficie de contacto se presenta una componente de tensión radial a la superficie que según Yamada [300] es la principal causa de laceraciones por impacto en la piel. La máxima tensión radial en los bordes puede ser determinada a partir del valor máximo del esfuerzo de contacto normal (σ_{cmax}) y las propiedades elásticas de la superficie, a través de la siguiente relación:

$$\sigma_{rmax} = \frac{\sigma_{cmax}(1 - 2\nu_p)}{3} \quad (3.25)$$

3.5 Influencia de los parámetros del robot sobre la gravedad de las lesiones de impacto

El modelo de impacto descrito en la sección anterior, validado en el Apéndice A, es utilizado en esta sección con el fin de evaluar el peso específico que tiene cada uno de los parámetros propios de un manipulador, sobre el nivel de daño producto de una eventual colisión del mismo sobre el ser humano. Si bien el modelo seguramente ofrece resultados menos precisos que los que se podrían obtener con modelos más elaborados, por ejemplo los que incluyen un mayor número de grados de libertad, el objetivo en esta investigación no es en última instancia estimar el valor exacto de la fuerza de colisión, sino ofrecer un análisis cualitativo de la influencia de diferentes parámetros del robot sobre la lesión.

Se han considerado diferentes regiones del cuerpo, y utilizado algunos de los criterios de lesiones descritos en el capítulo 2 para comparar diferentes condiciones de contacto, así como la influencia de distintos parámetros de diseño. Los parámetros que caracterizan el modelo humano permanecen constantes a lo largo de todas las simulaciones, mientras que los que caracterizan al robot son variados para comprender su efecto en el nivel de lesión. La tabla 3.1 resume los parámetros característicos del modelo de colisión utilizado como referencia numérica en dichas simulaciones.

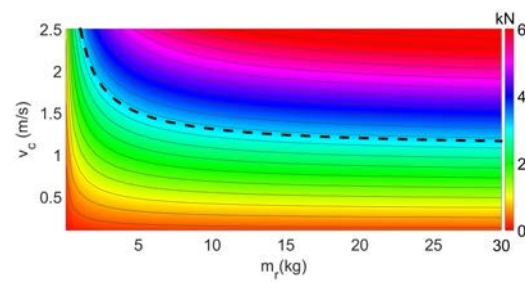
Tabla 3.1 Parámetros de referencia para el modelo de colisión.

Robot			Cabeza			Tórax		
Parám.	Valor	Unidad	Parám.	Valor	Unidad	Parám.	Valor	Unidad
m_{er}	10	kg	m_{ecc}	4,62	kg	m_{ee}	0,45	kg
\dot{x}_r^0	0,5	m/s	r_h	1 - 9,35	cm	m_{ev}	27,2	kg
r_r	0,05	m	E_p	16,7	MPa	r_h	0,35	m
E_r	70	GPa	v_p	0,42	—	k_{ev}	26,3	kN/m
v_r	0,3	—	E_h	6,5	GPa	k_{ev2}	13,1	kN/m
w_c	0	m	v_h	0,22	—	d_{ev}	525,6	Ns/m
E_c	0,1	GPa	k_c	425	N/m	d_{ev2}	175,16	Ns/m
v_c	0,25	—	d_c	10,2	Ns/m			

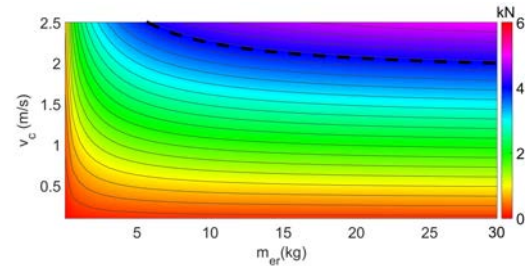
3.5.1 Relación entre masa, velocidad y lesión

La Figura 3.5 contiene cinco gráficas que muestran la magnitud máxima de la fuerza de contacto en cuatro regiones diferentes de la cabeza y la zona torácica del cuerpo humano. Las gráficas son desarrolladas en el plano masa/velocidad y resumen el resultado de 2950 simulaciones desarrolladas utilizando *Matlab* 8.4, donde la masa y la velocidad efectiva del robot son paulatinamente incrementadas a una tasa constante de 0,5kg y 0,1m/s. Además una línea punteada indica la fuerza mínima necesaria para ocasionar fractura en cada una de las zonas. Esto permite discriminar entre dos regiones: segura e insegura. Cuando la masa y la velocidad reflejada del robot están por debajo de este umbral una eventual colisión no causará fractura, pero si la configuración del robot es tal, que en el punto de contacto se observa una combinación de masa y velocidad por encima de esta línea, existirá riesgo de fractura. Evidentemente el criterio de fractura podría ser sustituido por otro valor umbral como por ejemplo un índice de dolor o sensación de confort, discriminando así bajo otro criterio cuando el sistema es más o menos apropiado para la coexistencia con el humano.

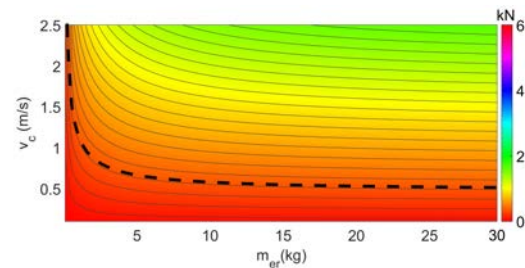
Las Figuras también permiten apreciar que la fuerza de colisión, independientemente de la región de contacto, aumenta proporcionalmente con el incremento de la velocidad del robot. En tanto el incremento de masa está acompañado por un efecto de saturación apreciable de la fuerza de colisión. Después de cierto valor de masa efectiva, el cual cambia con la velocidad, la fuerza de contacto parece aumentar muy levemente ante el significativo incremento de la masa. El efecto se aprecia mejor gracias a la presencia de curvas de nivel de fuerza que son prácticamente lineales y paralelas al eje de masa. Este resultado es similar al reportado en [93], donde se evaluó el HIC a partir de un modelo masa-resorte-masa que representaba al contacto entre el robot y el hueso frontal de la cabeza, donde los autores comprobaron la saturación de este criterio de lesión con el incremento de la masa y concluyeron que la velocidad de impacto es probablemente el factor que domina el nivel de daño de una colisión.



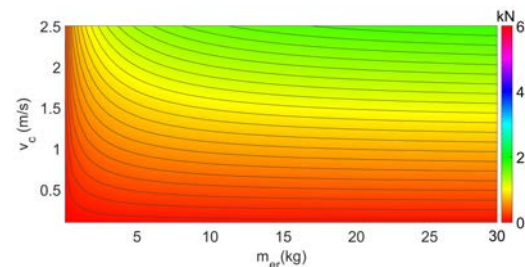
(a)



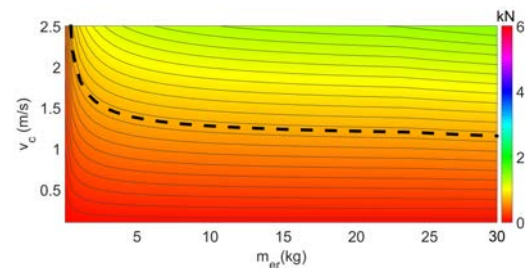
(b)



(c)



(d)



(e)

Figura 3.5 Influencia de la masa y la velocidad sobre la fuerza de contacto en cuatro zonas de la cabeza y pecho: (a) temporo-parietal ($F_{fractura} = 3,12kN$), (b) frontal ($F_{fractura} = 4kN$), (c) nasal ($F_{fractura} = 0,34kN$), (d) mandibular ($F_{fractura} = 1,78kN$), y (e) pecho ($F_{fractura} = 3,12kN$).

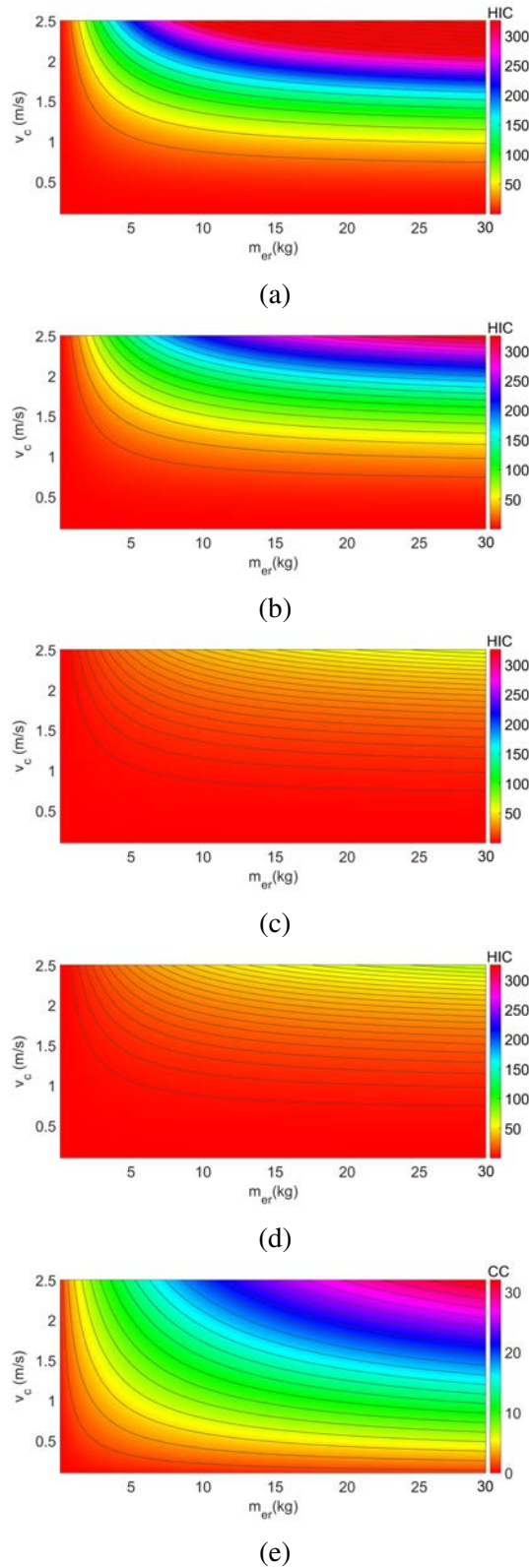


Figura 3.6 Influencia de la masa y la velocidad sobre los índices de lesión en cuatro zonas de la cabeza y pecho: (a) temporo-parietal (*HIC*), (b) frontal (*HIC*), (c) nasal (*HIC*), (d) mandibular (*HIC*) y (e) pecho (*CC*).

En relación a la región del cuerpo afectada, las zonas con una rigidez equivalente mayor (región temporo-parietal y frontal) perciben una fuerza de colisión superior a las más flexibles (nasal o mandibular), sin embargo el umbral de fractura es también menor en estos últimos. En este sentido la mandíbula parece ser más robusta a la colisión, dado que su fuerza de fractura está por encima de los valores obtenidos en la zona. Por otro lado, el hueso nasal es el que muestra un dominio más limitado de seguridad y el aumento de masa exigiría una gran reducción de la velocidad para poder evitar la fractura durante un contacto accidental. La flexibilidad del tórax, así como los elementos de disipación de energía incluidos en el modelo, hacen que la fuerza de contacto en esta zona sea la de menor valor.

La Figura 3.6 muestra el resultado del mismo conjunto de simulaciones pero desde el punto de vista del índice de lesión propio de cada zona: HIC_{36} para las cuatro regiones de la cabeza y CC para la zona del tórax. En líneas generales, el valor del HIC_{36} se mantiene siempre muy por debajo de los niveles considerados como críticos en la literatura relacionada con los accidentes automovilísticos, en el peor de los casos su valor no es superior a 320, lo que se asocia a una probabilidad inferior al 7,5% de sufrir una lesión moderada (severidad AIS nivel 2). El índice de lesión en cabeza parece también saturarse con el incremento de la masa efectiva del robot, pero a partir de un valor sensiblemente superior al apreciado para la fuerza de colisión (Figura 3.5); y a diferencia de la variación proporcional, que la fuerza de colisión mostró en relación a la velocidad, el HIC_{36} posee un incremento más acelerado y de carácter exponencial con respecto a la misma variable. Esto se puede apreciar gracias a las líneas de nivel del HIC_{36} , las cuales no son equidistantes entre sí, por el contrario aumentan su densidad a medida que aumenta la velocidad.

La compresión del tórax en función a la masa y la velocidad se puede apreciar en la Figura 3.6e. Este índice varía linealmente con la velocidad y presenta una característica de saturación respecto a la masa similar a la del HIC_{36} . El valor máximo apreciable corresponde con una compresión de 32mm del tórax, que en base a un ancho medio de 230mm se trata de una compresión del 14%. Este valor máximo corresponde a una severidad AIS por debajo del asociado con lesiones menores (severidad AIS nivel 1).

3.5.2 Influencia de la rigidez articular

Una de las técnicas que se han propuesto para mejorar la seguridad durante una eventual colisión humano-robot consiste en reducir drásticamente la rigidez articular del manipulador. El objetivo es desacoplar la inercia del motor de la inercia del cuerpo del robot y consecuentemente reducir la masa reflejada durante el impacto. Esta propuesta, inicialmente planteada por [18] y [310], constituyó la motivación original para el desarrollo de dispositivos articulares de rigidez o impedancia variable. No obstante, hoy en día no está claro el nivel de

flexibilidad requerido para poder dar cuenta a dicho desacoplamiento, dado que el mismo está influenciado por las propiedades dinámicas del robot y del ser humano.

Bicchi y Tonietti [18] demostraron que un robot, con una masa de eslabón relativamente baja ($0,1\text{kg}$) e inercia de actuación reflejada de un orden de magnitud superior, ve reducido significativamente el nivel de daño que ocasiona una colisión, si un elemento elástico es incorporado a nivel articular. En este caso, y considerando una rigidez de contacto $k_{rh} = 5\text{kN}/\text{m}$, encontraron que una rigidez articular inferior a $100\text{Nm}/\text{rad}$ hace posible el desacoplo de la masa del rotor y la reducción de la fuerza de colisión. En condiciones similares Zinn et al. [310] también documenta la relevancia de la introducción de elementos elásticos en serie a nivel articular para reducir la rigidez natural del sistema de transmisión y mejorar la seguridad. Sin embargo, recientemente ensayos de impacto realizados por Haddadin et al. [93], con el robot ligero DLR-LWR III, concluyen que la rigidez estructural propia del manipulador (equivalente a una rigidez articular del orden de $10^5\text{Nm}/\text{rad}$) es suficiente para desacoplar la inercia del actuador de la del resto del manipulador, sin tener que incorporar elementos elásticos adicionales. La diferencia fundamental que este último trabajo tiene con las investigaciones precedentes, es por un lado que la rigidez de contacto ha sido considerada significativamente mayor ($k_h = 1000\text{kN}/\text{m}$), y por otro que el orden de magnitud de la masa del eslabón es similar al de la cabeza humana y no tan baja como en el caso reportado por Bicchi.

A continuación, se muestra el resultado de un conjunto de simulaciones de impacto con las cuales se pretende mejorar la comprensión del efecto de la flexibilidad articular. Las simulaciones están basadas en el modelo de contacto descrito anteriormente en este mismo capítulo, considerando que la masa reflejada del manipulador en la dirección de impacto puede ser descompuesta en dos masas: m_{ea} producto de la contribución de la inercia del sistema de actuación y transmisión, y $m_{er'}$ reducida a la contribución del cuerpo de eslabones del manipulador; que además están conectadas a través de un muelle de rigidez constante k_{er} (ver (3.12)).

La Figura 3.7a reporta la fuerza máxima de contacto para diferentes valores de rigidez, producto de la colisión de un robot que se desplaza a velocidad constante ($\dot{x}_a^0 = \dot{x}_r^0 = 2\text{m}/\text{s}$), contra la región frontal de la cabeza. En ella se puede apreciar la existencia de dos niveles de fuerza claramente diferenciables, el que corresponde a una rigidez baja, asociado al efecto de desacoplo total de ambas masas, y el de alta rigidez vinculado con el acoplamiento completo de las masas. Además, existe un intervalo de transición, comprendido entre 5×10^5 y $5 \times 10^7\text{N}/\text{m}$, donde existe solo un desacoplamiento parcial de las masas. La Figura 3.7b demuestra que el efecto del desacoplo tiene características similares en el caso que se considere un índice de severidad en cabeza como el HIC_{36} .

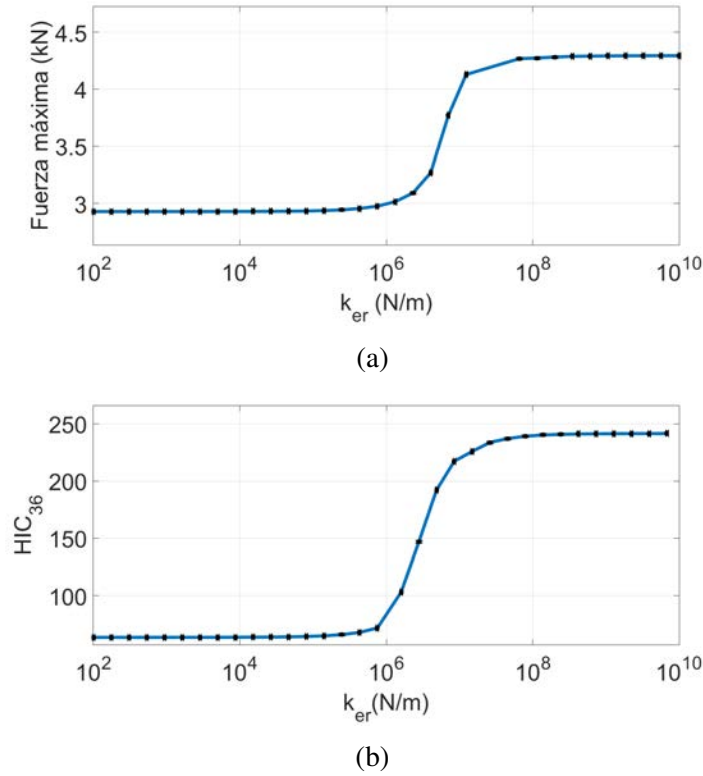


Figura 3.7 Flexibilidad articular como mecanismo de seguridad para la interacción física humano-robot: (a) máxima fuerza de contacto vs rigidez y (b) HIC_{36} vs rigidez.

La Figura 3.8 contiene cinco gráficas que indican el valor pico de la fuerza de contacto sobre cuatro regiones de la cabeza y la zona torácica del cuerpo humano. En este caso se analiza el efecto de la flexibilidad en el plano masa/rigidez. Notese entonces que cada línea horizontal sobre la gráfica describe los mismos datos que los aportados en la Figura 3.7a, pero ante condiciones dinámicas diversas (variación de la inercia en eslabones). Además, se asume que la masa reflejada por el sistema de actuación es considerablemente mayor que la masa de los eslabones y del cuerpo humano, con el fin de suponer el peor caso de acoplamiento y así obtener ideas más claras en cuanto al efecto de la rigidez articular y la masa del eslabón. Cada gráfica resume el resultado de 6000 simulaciones, en las cuales se hace un barrido de la masa del eslabón $m_{er'}$ y de la rigidez articular k_{er} , en un rango de valores entorno a la masa eficaz de la zona del cuerpo afectada y la rigidez equivalente de la misma. Asimismo, estos últimos valores (m_{ecc} y k_{rh}) son representados sobre la gráfica a través de líneas segmentadas, que permiten sectorizar el dominio de los ensayos en cuatro subconjuntos: el de baja rigidez y baja masa ($k_{er} < k_{rh}$ y $m_{er'} < m_{ecc}$), el de baja rigidez y masa elevada ($k_{er} < k_{rh}$ y $m_{er'} > m_{ecc}$), el de alta rigidez y baja masa ($k_{er} > k_{rh}$ y $m_{er'} < m_{ecc}$), y finalmente el de alta rigidez y masa elevada ($k_{er} > k_{rh}$ y $m_{er'} > m_{ecc}$).

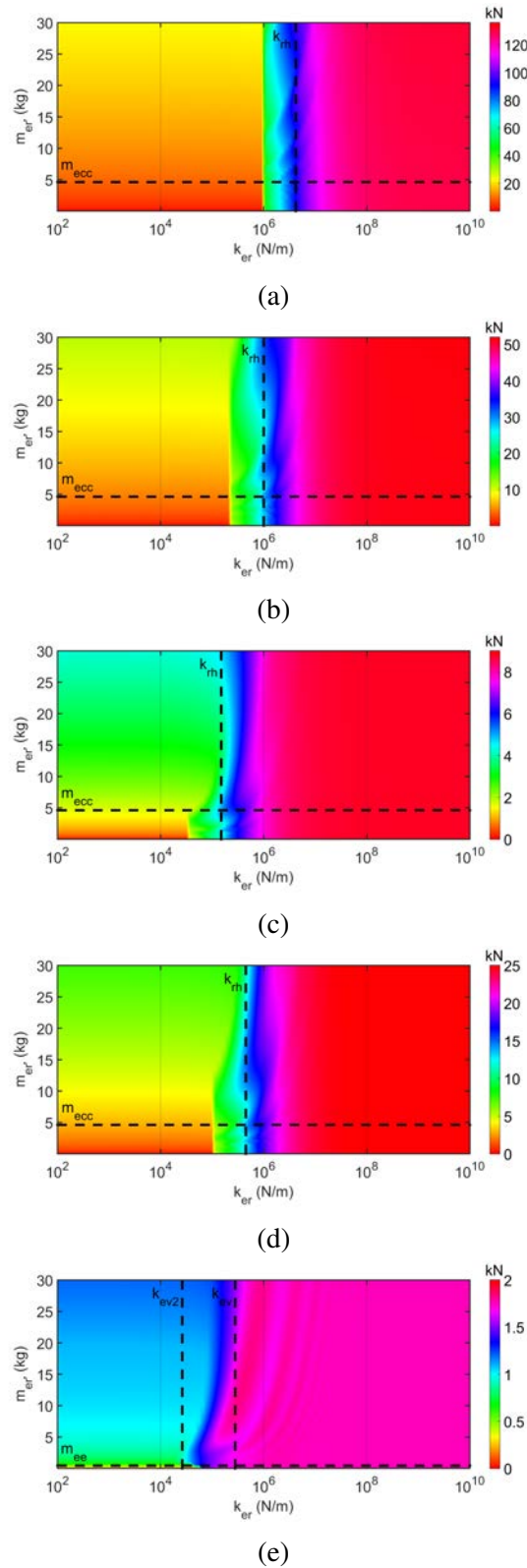


Figura 3.8 Influencia de la masa del eslabón y la rigidez articular sobre la fuerza de contacto en cuatro zonas de la cabeza y pecho: (a) temporo-parietal, (b) frontal, (c) nasal, (d) mandibular y (e) pecho. Todas las simulaciones son realizadas con una velocidad de colisión constante e igual a $2m/s$.

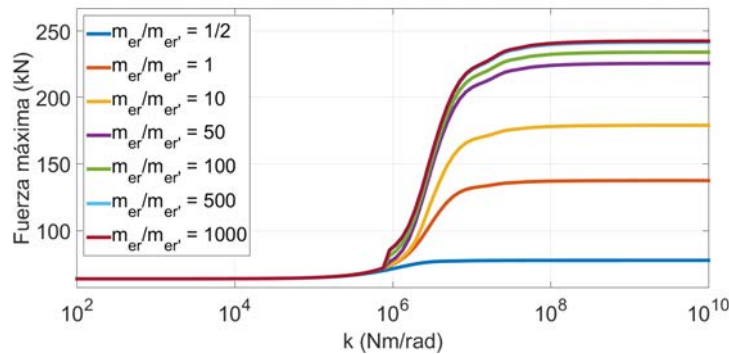


Figura 3.9 Efecto de la relación de masas del modelo elástico de robot sobre la fuerza de contacto.

Los valores más bajos de la fuerza de contacto máxima se encuentran cuando la rigidez articular y la masa del eslabón son bajos, debido fundamentalmente a que la masa del eslabón tiene un movimiento sensiblemente pequeño, dado que $k_{er} < k_{rh}$. Dentro de este subconjunto, el aumento de la rigidez no se traduce en un incremento significativo de la fuerza de contacto, hasta que su valor se aproxima a la rigidez de contacto. Por otro lado, si la masa del eslabón supera el valor de la masa del cuerpo, la fuerza de contacto se incrementa proporcionalmente a la raíz cuadrada de la masa.

Independientemente de la región del cuerpo afectada, el intervalo de transición entre el acoplamiento y desacoplamiento total de las masas siempre está presente, y su ubicación está fuertemente asociada con el valor de la rigidez de contacto k_{rh} , en el caso de la cabeza, y también con k_{ev} en el caso del tórax. Cuanto menor es la rigidez promedio de contacto más flexible tendrá que ser la articulación para lograr el desacoplo absoluto de las masas. Así lo demuestra la Figura 3.8, donde se puede apreciar un desplazamiento de la zona de transición, hacia rigideces mayores o menores, en función a la rigidez promedio de la zona afectada. Por otro lado, los máximos picos de fuerza de contacto se alcanzan cuando la rigidez articular es superior a la rigidez de contacto k_{rh} , y son producto del solapamiento en el tiempo de los picos de colisión de la masa del eslabón y del rotor, cuyo valor crece con la rigidez de contacto, la velocidad del impacto y la masa acoplada.

Sobre esto último, la Figura 3.9 muestra el efecto que causa la variación de la masa equivalente del sistema de actuación sobre la fuerza de contacto. Como se puede apreciar, la rigidez de desacoplo no cambia de ubicación, la repuesta a baja rigidez no depende de la masa del sistema de actuación y solo se aprecia diferencia en la zona de alta rigidez donde la fuerza de contacto se incrementa en la medida que aumenta la masa de actuación, hasta que se alcanza un nivel de saturación similar al analizado para el caso rígido.

Es importante resaltar también, que si bien durante los ensayos k_{rh} depende fundamentalmente de las características elásticas de la zona afectada, una rigidez de contacto inferior puede conseguirse con la incorporación de cubiertas blandas. Esto traerá consigo la necesidad de reducir aún más la rigidez para garantizar el desacoplo, si se desea considerar esta técnica como una medida adicional para la reducción del daño. De lo contrario, y al menos en las zonas analizadas, parece que la rigidez articular típica de los sistemas reductores, que se utilizan actualmente en la robótica, pueden contar ya con la flexibilidad necesaria para garantizar el desacoplo contra superficies rígidas.

3.5.3 Influencia de las propiedades superficiales

Los parámetros que clásicamente se consideran durante el diseño morfológico de un manipulador, suelen estar asociados a la masa, el momento de inercia y la máxima velocidad de operación. La relación que ello guarda con la seguridad ya fue discutida en las subsecciones anteriores, incorporando también la presencia de elementos elásticos a nivel articular como mecanismo de reducción de la masa efectiva vista durante el eventual contacto con el hombre. En esta subsección se analiza el efecto que tiene la geometría de las piezas expuestas al contacto y la flexibilidad de posibles coberturas externas que sean añadidas a la superficie del manipulador. Para ello, se considera que la superficie del robot es de curvatura suave o romo, y que se puede aproximar a una esfera descrita geoméricamente por un radio de longitud r_r . En cuanto al material utilizado para la cubierta se considera que se tratan de elastómeros o espumas cuyo módulo de elasticidad está en el orden de 1 a 100 MPa, como por ejemplo: elastómeros termoplásticos, gomas para la absorción de impacto, fundas de poliuretano o siliconas.

La Figura 3.10 muestra la máxima fuerza de impacto y el máximo esfuerzo de compresión en función al radio de curvatura de la zona de contacto del manipulador. Se considera un manipulador rígido, cuya masa reflejada es de aproximadamente 10kg, y se desplaza a una velocidad constante v_c , e impacta sobre la zona frontal de la cabeza. Como se puede apreciar, la fuerza de contacto aumenta mientras el esfuerzo de compresión se reduce gradualmente con el incremento del radio de curvatura, el cual está asociado con el aumento del área de contacto y la consecuente distribución de fuerza. Sin embargo, una temprana saturación de la curva también es apreciable, por lo que un incremento indiscriminado del radio tendrá poco efecto sobre la seguridad. Esta saturación se produce a medida que el radio de curvatura del robot se hace significativamente superior al radio humano (r_h). La simulación se repite para diferentes velocidades en esta figura con el fin de resaltar nuevamente el dominio de este parámetro (velocidad) sobre otros parámetros del manipulador.

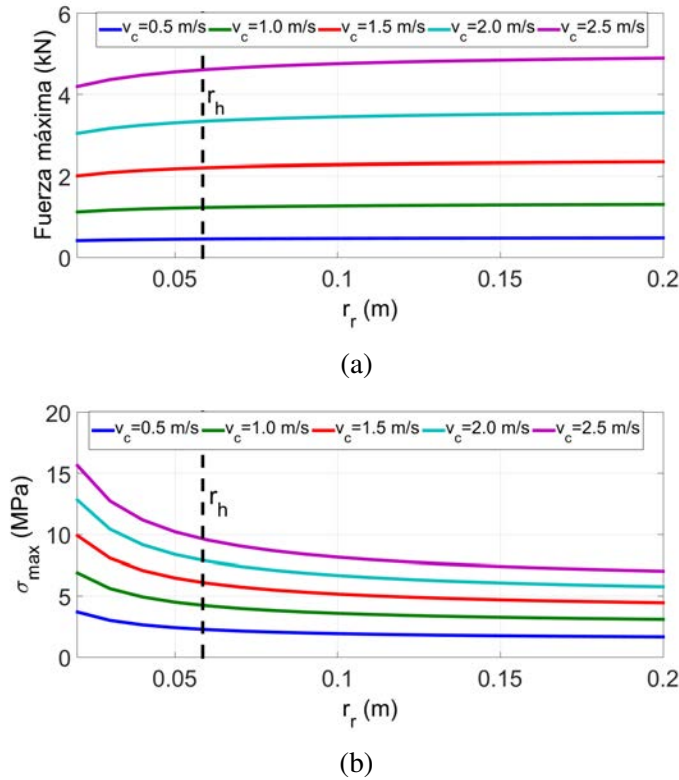


Figura 3.10 Máxima fuerza y esfuerzo de compresión en función al radio de curvatura del robot.

En cuanto a la cobertura, se analizan tres parámetros: el módulo de Young, el coeficiente de Poisson y el grosor de la cobertura. El radio de curvatura del manipulador se considera constante e igual a 2cm , el cual se desplaza a 2m/s y colisiona contra la zona frontal de una cabeza que está en reposo y no posee ninguna restricción adicional. Además, para el análisis de las variables elásticas se considera que el grosor de la cubierta es tal que no se sobrepasa el límite de deformación durante el impacto, por lo que las características elásticas del manipulador no influyen en los resultados.

La Figura 3.11a muestra la máxima fuerza de contacto en función al módulo de Young, donde se puede apreciar una relación aproximadamente lineal sobre el intervalo de evaluación, dado que el módulo de la cubierta es sensiblemente inferior al de hueso (aproximadamente tres órdenes de magnitud), por lo tanto la reducción de dicho modulo se traduce en una disminución directa de la rigidez y una consecuente reducción del esfuerzo máximo y la fuerza de colisión. En cuanto al coeficiente de Poisson, la Figura 3.11b ilustra el efecto que tiene su variación sobre el pico máximo de fuerza. En este caso se puede apreciar un efecto marginal en el rango de valores que caracteriza a las cubiertas blandas.

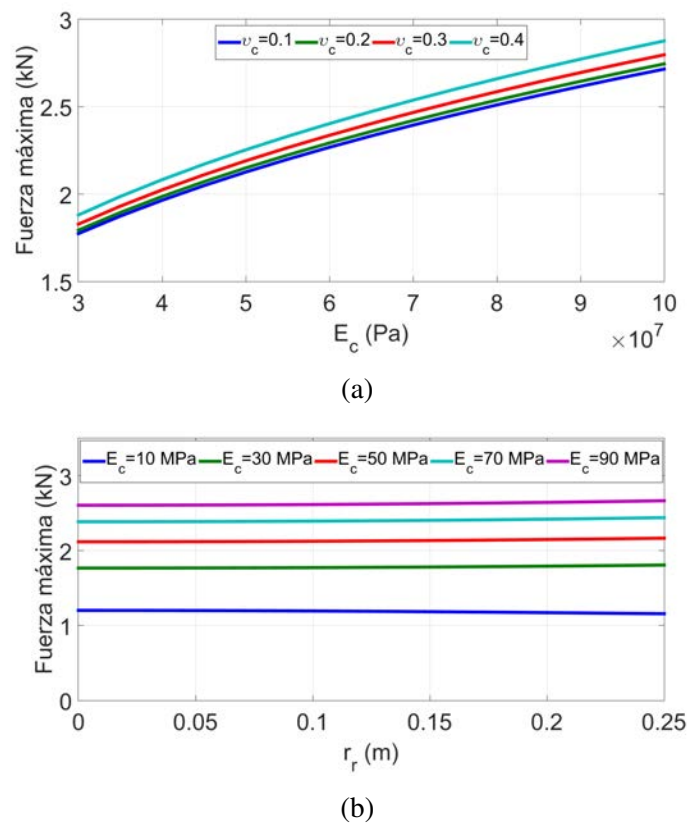


Figura 3.11 Influencia de las variables elásticas de la cubierta sobre el máximo esfuerzo de compresión producto de un impacto frontal: (a) efecto del módulo de Young y (b) efecto del coeficiente de Poisson.

La Figura 3.12 permite analizar el efecto que tiene el grosor de la cubierta sobre la fuerza de contacto. Como se puede apreciar un pequeño grosor producirá poco efecto durante la colisión independientemente de la elasticidad del material. Sin embargo, a medida que aumenta el grosor de la cubierta la fuerza de impacto disminuye, observando entonces que cuanto mayor sea el módulo de Young más rápida será la reducción. No obstante, a partir de cierto valor umbral el incremento en el grosor de la cubierta no causara mayor reducción en la fuerza, dado que el material blando no llega a alcanzar su máxima compresión durante el impacto y el efecto elástico del material que constituye el robot ya no influye entonces sobre el esfuerzo. Dicho punto puede ser considerado como el tamaño mínimo necesario para alcanzar el máximo aprovechamiento de la cubierta. Asimismo, cuanto más bajo es el modulo elástico mayor puede ser la reducción de fuerza, pero también para llegar al valor umbral se necesita un grosor mayor.

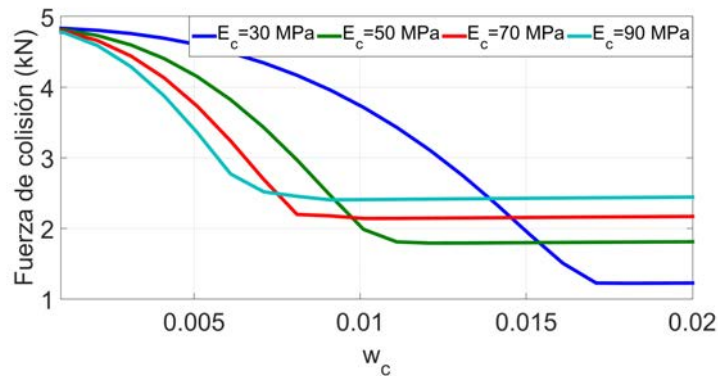


Figura 3.12 Influencia del grosor de la cubierta sobre la fuerza de contacto.

3.5.4 Influencia del comportamiento reactivo del robot

Durante la fase previa al impacto, muchos manipuladores diseñados para la coexistencia con seres humanos tienen dentro de sus objetivos la anticipación al impacto. Para ello, requieren conocer las características del entorno y en consecuencia desarrollar técnicas de planificación de movimiento que eviten el solapamiento del espacio de trabajo (del robot y humano), o que evadan los objetos que se encuentren durante el desarrollo de una trayectoria previamente planificada. La anticipación de impactos se basa típicamente en el uso de sensores adicionales, tales como pieles sensibles o cámaras. Sin embargo, si ocurre un fallo y el impacto se produce, la fuerza de colisión puede ser reducida mediante un correcto diseño de los parámetros que se analizaron en las subsecciones anteriores, y que incluían el diseño de robots ligeros, el uso de cubiertas blandas o la introducción de elementos elásticos articulares como mecanismo de desacople de masas.

Durante la fase posterior al impacto también se puede tomar un conjunto de medidas destinadas a atenuar el nivel de daño que puede ocasionar el contacto. Por consiguiente, la primera tarea a cumplir es la detección del contacto, que permitirá entonces al controlador cambiar el comportamiento del manipulador y atender a una estrategia de reacción apropiada. En este sentido, la detección de la colisión sin el uso de sensores adicionales permite que el diseño del manipulador sea más robusto a fallos y económicamente más rentable. En el Apéndice B se puede consultar un resumen de los principales métodos de detección y reacción presente en la literatura robótica reciente. Incluye técnicas de detección directa, o basadas en residuos de energía, velocidad o momento. Así como, mecanismos de reacción como: detección, retorno, compensación de gravedad, admitancia o fuerza.

En esta sección se lleva a cabo un conjunto de simulaciones, con el objetivo de comprender el efecto que tiene la implementación de diversos sistemas de detección y reacción de colisiones sobre el nivel de lesión producto del impacto. Dichas simulaciones consisten en

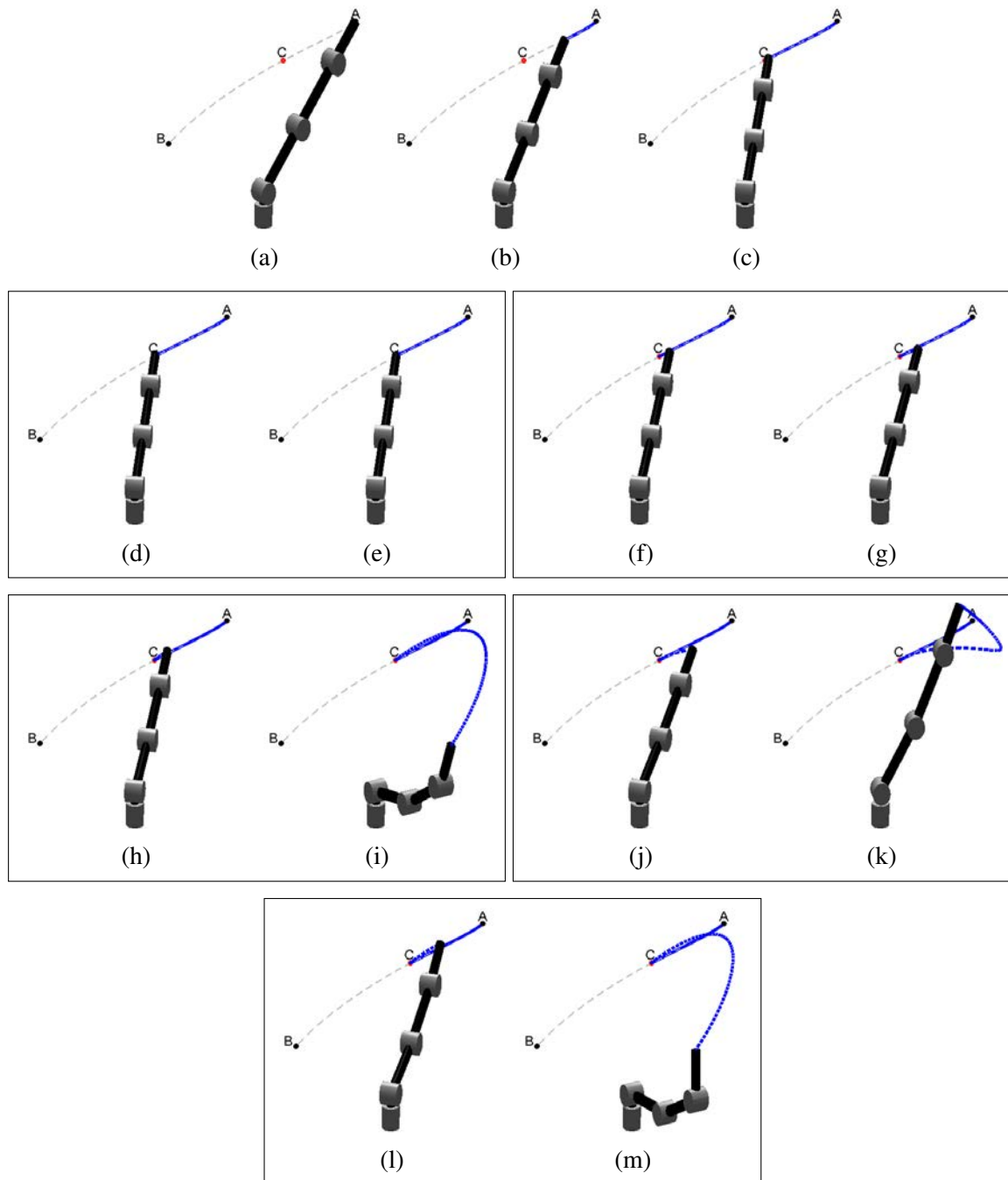


Figura 3.13 Escenas del movimiento de un manipulador y la reacción producto de diferentes algoritmos: detención, retorno, compensación de gravedad, admitancia y fuerza.

hacer que un manipulador asistencial, con características similares a la de ASIBOT, persiga una trayectoria previamente definida que lleva al efector final desde el punto inicial A hasta un punto final B . Sin conocer a priori que en el punto medio de dicha trayectoria (punto C), se encuentra un ser humano, expuesto a recibir un impacto en la zona frontal de la cabeza. La trayectoria articular utilizada para la evaluación (q_d), se toma de una aplicación típica de asistencia, y se obtiene a través de la interpolación polinómica (de quinto orden) entre la configuración articular inicial q_A y final q_B . Considerando como condiciones de borde que la velocidad y aceleración en el punto inicial y final deben ser iguales a cero. Además, el algoritmo de detección utilizado se basa en el residuo de momento generalizado \hat{r}_p , con una matriz de detección $K_o = 300I_{5 \times 5}$ y un par umbral de detección igual al 20% del par máximo articular del sistema de actuación.

La Figura 3.13 muestra un conjunto de escenas tomadas durante la simulación del movimiento del manipulador. Las primeras tres imágenes corresponden a la posición inicial (Figura 3.13a), el movimiento en el espacio libre (Figura 3.13b) y el impacto (Figura 3.13c). Mientras que las siguientes imágenes, agrupados por marcos externos, corresponden a la respuesta a la colisión de cinco algoritmos de reacción, en dos instantes de tiempo posteriores al evento. Se trata de los algoritmos de: detección (Figuras 3.13d-3.13e), retorno con un $nt_s = 0,3s$ (Figuras 3.13f-3.13g), compensación de gravedad (Figuras 3.13h-3.13i), admitancia con matriz de reacción $K_a = 0,5I_{5 \times 5}$ (Figuras 3.13j-3.13k) y fuerza con matriz $K_r = 2I_{5 \times 5}$ (Figuras 3.13l-3.13m). Recuerde que el Apéndice B ofrece los detalles de estos algoritmos.

Los resultados obtenidos tras la simulación se pueden apreciar en la Figura 3.14. Se trata de cuatro graficas que muestra la fuerza externa de impacto a baja y alta velocidad, utilizando cinco sistemas de reacción y una referencia del impacto sin sistema de detección. La columna de la izquierda recoge los resultados a baja velocidad, mientras la derecha a alta velocidad. Las gráficas de la parte superior muestran la fuerza externa durante toda la trayectoria, y las inferiores son una ampliación de las mismas en torno al punto de colisión.

Para el caso de baja velocidad, donde el impacto se produce a unos $0,1m/s$, la fuerza externa supera ligeramente los $163N$ cuando no se utiliza ningún sistema de detección (Figura 3.14a), y se mantiene en torno a ese valor durante el tiempo restante del recorrido, manteniendo siempre el contacto con la cabeza. El uso de estrategias de reacción en este caso, demostró una sensible reducción del máximo valor de fuerza y de la duración del contacto (Figura 3.14c). La estrategia de detención y compensación de gravedad tienen resultados similares en los primeros instantes, pero el en caso de la detención es posible que el contacto se recupere nuevamente, apareciendo entonces una fuerza residual de contacto. Las estrategias de admitancia y retroceso fueron las que ofrecieron mejor resultado, con la

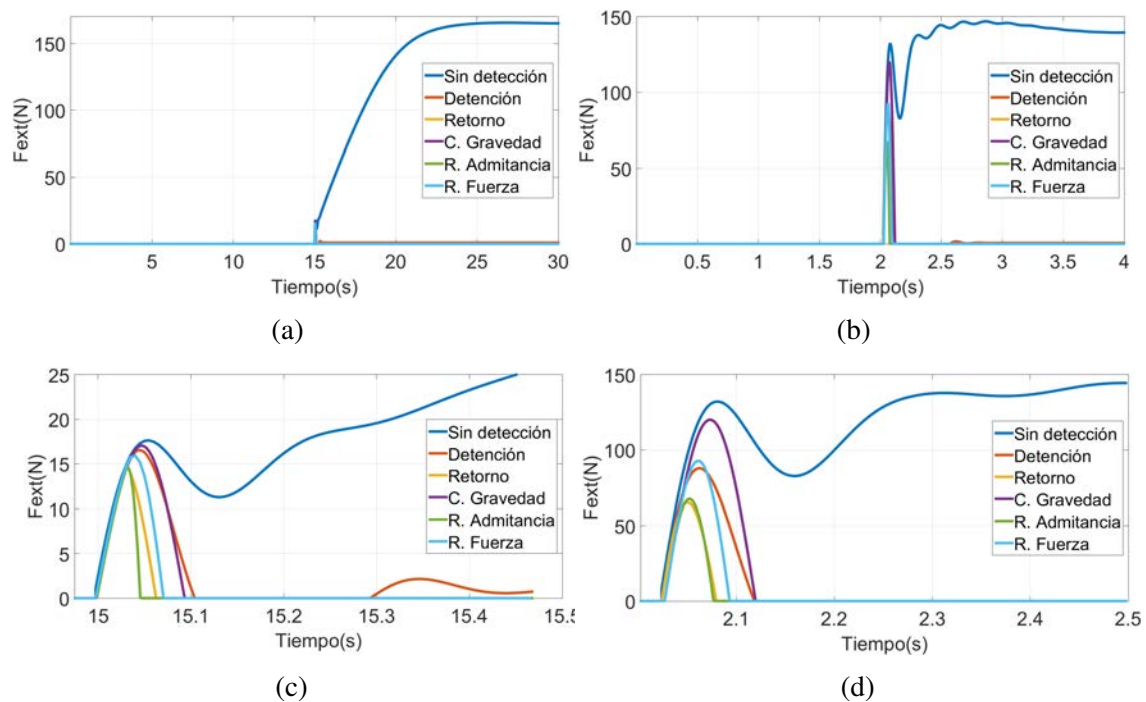


Figura 3.14 Fuerza de impacto con diferentes estrategias reacción: (a) a baja velocidad, (b) a alta velocidad, (c) ampliación de la gráfica (a) alrededor del punto inicial de contacto y (d) ampliación de la gráfica (b) alrededor del punto inicial de contacto.

particularidad, que la admitancia es más rápida al exigir un salto en la velocidad del motor y por ende abandonar el contacto en menor tiempo. Por otro lado, la estrategia de reacción de fuerza brindó un rendimiento medio, permitiendo un pico de fuerza ligeramente mayor, pero con una reducción tan rápida como la mostrada por la reacción de admitancia.

Cuando el impacto ocurre a alta velocidad, aproximadamente $0,8m/s$, se aprecia un comportamiento similar al observado a baja velocidad. Si no existe sistema de detección, el robot intenta culminar su movimiento mientras presiona a la cabeza con una fuerza de aproximadamente $145N$, ligeramente menor que en el caso anterior (Figura 3.14b). Sin embargo, en este caso se aprecia un pico de fuerza inicial mucho mayor y un tiempo de establecimiento menor. Por lo tanto, cuando se hace uso del sistema de detección y reacción se aprecia una reducción en la fuerza de contacto, pero menos significativa que las apreciadas a baja velocidad, debido a la rapidez con que aumenta la fuerza (Figura 3.14d). La reacción por admitancia y retorno continúan siendo las estrategias que mejor resultado ofrecen, pero en este caso con un tiempo de contacto similar entre sí. La estrategia de compensación de fuerza y retorno muestran resultados parecidos, pero esta última responde un poco más lentamente y al igual que en el caso de baja velocidad puede mantener una fuerza residual

de contacto. Finalmente, la estrategia de compensación de gravedad es la que ofrece peor resultado, apenas siendo capaz de reducir levemente la fuerza máxima de contacto.

3.6 Resumen

Este capítulo comenzó ofreciendo un repaso de los aspectos más relevantes que condicionan el nivel de daño ocasionado por un impacto eventual entre humano y robot. Dentro de la conceptualización se hace referencia a tres grupos de parámetros: los relacionados con *el robot*, los asociados con *el humano* y los que tienen que ver propiamente con la dinámica del impacto o *el mecanismo de contacto*.

En cuanto al robot, el capítulo se concentra en el análisis de manipuladores antropomórficos con articulaciones rotacionales. Brinda un resumen de las características y propiedades dinámicas más relevantes, útiles para la implementación de los algoritmos de detección y reacción de colisiones. Además, plantea un modelo simplificado del manipulador para la simulación de impactos, el cual considera la velocidad y masa efectiva del manipulador en el punto de contacto, así como la descomposición de su masa en caso de incluir elementos elásticos articulares en el diseño del manipulador.

Con relación al ser humano, se suponen dos regiones de interés: la formada por el conjunto cabeza-cuello y la que alberga toda la región torácica. En base a esta zonificación, se consideran dos modelos dinámicos que unidos a la expansión del modelo de contacto de Martin y Stramigili [290], y tras la validación de los mismos anexado en el apéndice A, completan el modelo dinámico de impacto humano-robot.

En base al modelo, se realizaron un conjunto de simulaciones y análisis paramétricos, destinados a mejorar la comprensión que se tiene sobre la influencia de los diferentes parámetros característicos del impacto. Dentro de los parámetros analizados, se encuentran: la masa del robot, la velocidad del contacto, la rigidez articular, las propiedades superficiales del contacto y el comportamiento post-impacto del robot. Observando los resultados es posible afirmar:

- El potencial de daño de un impacto sobre la cabeza y el tórax se ve saturado ante incrementos relativamente bajos de la masa del robot. Por lo cual, el nivel de lesión depende fundamentalmente de la velocidad del impacto cuando la masa efectiva del manipulador supera el umbral de saturación, y de la velocidad y la masa, cuando el robot refleja una masa menor a dicho valor umbral. Además, el valor de dicho umbral de masa depende de la velocidad y de las propiedades elásticas del contacto.

- La efectividad de la reducción de la rigidez articular como mecanismo de minimización de daños está profundamente condicionada a las características dinámicas del entorno y del robot. Para colisiones rígidas, la flexibilidad de una transmisión mecánica típica parece ser suficiente para garantizar el desacoplo de la inercia del sistema de actuación, mientras que para colisiones flexibles se requiere una reducción aun mayor de la rigidez articular si se pretende atenuar el efecto de la inercia del sistema de actuación.
- Las modificaciones geométricas que permiten el aumento de la zona de contacto durante la colisión, demostraron favorecer la reducción del esfuerzo de compresión y en consecuencia la reducción del nivel de daño. Sin embargo, y basado en la variación del radio de curvatura de la superficie de contacto del robot, estas modificaciones parecen tener una temprana saturación.
- El uso de cubiertas blandas puede ser muy útil para la reducción del potencial de daño ante el impacto sobre la cabeza. Siendo el módulo de Young y el grosor de la cubierta los dos parámetros más importantes a considerar para su elección. Un módulo de Young relativamente bajo reduce significativamente la fuerza de contacto pero requiere un mayor grosor de cubierta para ser efectivo que uno con un módulo relativamente más alto.
- Los sistemas reactivos, que están evidentemente condicionados a la velocidad del sistema de comunicación y del lazo de control, pueden en el caso de colisiones flexibles o ante impactos con restricciones, ser una medida eficaz para la reducción del daño. Dentro de los sistemas de reacción, el basado en admitancia demostró durante las simulaciones realizadas ser el de mejor desempeño a nivel de atenuación de la fuerza de colisión y reducción del tiempo de contacto.

Capítulo 4

Control desacoplado de un actuador de rigidez variable

4.1 Introducción

Cada vez más autores afirman que el comportamiento de un robot no puede ser visto únicamente como el resultado de un sistema de control, por el contrario, posiblemente muchas de las capacidades presentes en el mismo deben ser producto de la explotación adecuada de su dinámica pasiva [44, 60, 309]. Por lo tanto, la única forma de crear capacidades innatas sobre el cuerpo del robot, que puedan ser aprovechadas durante su operación, pasa por la realización de un cuidadoso diseño de su morfología. Formas, ubicación de sensores y actuadores, así como las propiedades de los materiales que lo constituyen, deben estar ideados para facilitar un natural desempeño en el entorno donde se encuentran.

La elasticidad es una propiedad que puede aportar parte de esta “inteligencia mecánica” a las nuevas generaciones de robots manipuladores. De hecho, en las últimas dos décadas se han venido incluyendo deliberadamente elementos elásticos en diferentes sistemas robóticos. Como ya se mencionó en el Capítulo 2, la flexibilidad mecánica se puede incluir principalmente por dos mecanismos: el uso de elementos de transmisión flexibles o la incorporación de eslabones (o su equivalente) de materiales ligeros o elásticos. De esta manera, y desde el punto de vista del modelado, la flexibilidad puede ser representada como un elemento elástico dentro del sistema articular o elementos elásticos distribuidos a lo largo de los eslabones. De estos dos mecanismos, el sistema elástico articular (o de transmisión flexible) combinado con un conjunto de eslabones ligeros pero rígidos, parece ser la aproximación más cercana al sistema músculo-esquelético del ser humano.

Una gran gama de sistemas de transmisión flexibles han sido desarrollados, y en este ámbito los llamados Actuadores de Rigidez Variable (VSA por sus iniciales en inglés: Variable Stiffness Actuator) han acogido un gran interés en la comunidad científica. Estos dispositivos no solo incorporan un elemento elástico en la articulación, sino que permiten modificar la rigidez articular equivalente, para así poder pasar de una estructura: rígida, de inercia acoplada, más precisa y rápida (similar a los robots industriales tradicionales); a una estructura: flexible, desacoplada y menos precisa (similar al ser humano). Los VSA están pensados para robots que necesitan interactuar con un entorno desconocido y probablemente dinámico. En las siguientes aplicaciones los VSA tienen interés particular porque:

- ***Existe interacción física humano-robot***, por lo tanto se necesitan robots que puedan ser seguros de cara a posibles colisiones inesperadas, pero que al mismo tiempo puedan ofrecer exactitud y velocidad acorde a labores de colaboración o asistencia [82, 84].
- ***Conviene almacenar energía para ser liberada en otro momento***, bien sea debido a que se necesita realizar una acción que requiere un pico puntual de energía, como podría ser lanzar o patear una pelota [52, 88], o porque se realiza un movimiento repetitivo como caminar [281], en ambos casos se quiere ser más eficiente energéticamente hablando.
- ***Se necesita un sistema robusto que tolere o se adapte a perturbaciones externas, errores o cambios en el modelo del ambiente o del mismo robot***. Un ejemplo claro de esto es la estabilidad de un humanoide sobre entornos desconocidos [159] o el uso de herramientas como: martillos [75], taladros [304] o lápices de dibujo [84].

El primer trabajo de investigación en el área de robótica que planteó la idea de incorporar elementos de rigidez variable en la morfología de los robots fue el presentado por Hogan [108], que junto al desarrollo del actuador neumático de McKibben [34] o del actuador elástico serie [228] constituyen las referencias más tempranas en esta área. Actualmente existen un gran número de diseños de actuadores con rigidez variable, sin embargo, pueden distinguirse tres ideas o principios de funcionamiento:

- ***La configuración antagónica***, en ella dos actuadores de naturaleza flexible o con elementos de transmisión flexibles, que poseen una característica fuerza-elongación no lineal, se acoplan a la misma articulación pero de forma opuesta. El ejemplo más conocido de un sistema antagónico es la combinación de bíceps y tríceps en el brazo humano. Cuando el bíceps se contrae y se relaja el tríceps, el brazo es flexionado. Cuando el tríceps se contrae y se relaja el bíceps, el brazo se extiende. Además, cuando

ambos bíceps y tríceps están contraídos, el codo se vuelve más rígido, y cuando ambos se relajan, el codo se relaja y el brazo cuelga libremente [36, 223, 239, 287].

- ***La configuración serie por pretensión***, esta es una de las formas en que evoluciona el actuador elástico serie para poder variar la rigidez, consiste en la incorporación de un elemento flexible en el mecanismo de transmisión, que puede ser comprimido de manera independiente por un segundo actuador. Al tener una característica fuerza-elongación no lineal, la compresión aplicada sobre el resorte traslada el punto de operación del mismo a diferentes valores de rigidez [280, 297, 298].
- ***La configuración serie sin pretensión***, es también una evolución del actuador elástico serie, y consiste en un actuador tradicional con un mecanismo de transmisión flexible que permite el ajuste de al menos uno de los parámetros que define su rigidez (modulo de Young, momento de inercia o longitud eficaz del resorte) [4, 43], o un cambio mecánico en la forma de transmisión del par (cambio en la ubicación del resorte, del punto de aplicación del par, de la posición del eje de rotación o del ángulo con que se transmite la fuerza) [85, 124].

Este capítulo comienza estudiando el modelo dinámico de manipuladores con articulaciones flexibles, y cómo debe ser ajustado el mismo cuando se quiere introducir actuadores de rigidez variable. Centra su atención en actuadores con configuración serie sin pretensión, debido a que este tipo de actuador permite un amplio rango de variación de la rigidez y una gran capacidad de almacenamiento de energía. Posteriormente, y considerando las características particulares de un actuador de este tipo, conocido con el nombre de AwAS (Actuator with Adjustable Stiffness) [125], se desarrolla una estrategia de control basada en linealización por realimentación y el uso de un controlador lineal, para poder ajustar de forma independiente la posición y rigidez articular. Durante el estudio se considera que se conocen todos los parámetros del modelo dinámico del manipulador, o en su defecto, que se dispone de un controlador suplementario que compensa las dinámicas no modeladas, tal como el descrito en [176].

El objetivo principal del capítulo es evaluar el efecto que tiene la inclusión de un VSA de estas características sobre la seguridad de un ser humano que comparte espacio de trabajo con un robot asistencial. Para ello se simula, a través del modelo de impacto descrito en el Capítulo 3, los efectos que tiene la inclusión del actuador de rigidez variable dentro de la dinámica del robot asistencial ASIBOT [127].

4.2 Dinámica del sistema

4.2.1 Sistema articular flexible

El modelo dinámico reducido del manipulador con articulaciones flexibles [53], presentado en (4.1) y (4.2), constituye un excelente punto de partida para plantear un modelo general que describa la dinámica de los manipuladores con rigidez articular variable. Este modelo considera un manipulador con articulaciones flexibles, como una cadena cinemática abierta con $n + 1$ cuerpos rígidos, la base y los n eslabones, conectados entre sí por n elementos flexibles, y accionados por n motores eléctricos. Desde el punto de vista mecánico, cada motor (constituido por un rotor y un estátor) representa un nuevo cuerpo rígido con sus propiedades inerciales. Inicialmente todas las articulaciones se han considerado flexibles, debido a la utilización de diferentes dispositivos de transmisión.

$$M(q)\ddot{q} + h(q, \dot{q}) + \tau_e(\beta) + \eta_q(t) = \tau_{ext} \quad (4.1)$$

$$B(\theta)\ddot{\theta} - \tau_e(\beta) + \eta_\theta(t) = \tau_m \quad (4.2)$$

En estas ecuaciones, $q \in \mathbb{R}^n$ y $\theta \in \mathbb{R}^n$ son las posiciones angulares de los eslabones y actuadores respectivamente, $M(q)$ es la matriz de inercia de los eslabones del robot, $B = \text{dig}\{b_1, \dots, b_n\}$ es la matriz de los momentos de inercia de los actuadores; h representa a la fuerza centrípeta, de Coriolis y la fuerza de gravedad; τ_e es par elástico, que es función de la deformación articular $\beta = q - \theta$; $\tau_m \in \mathbb{R}^n$ es el par aplicado por los actuadores y $\tau_{ext} \in \mathbb{R}^n$ una perturbación externa producida, por ejemplo por una colisión. Para simplificar, se asume que todos los efectos debidos a: fricción, zonas muertas, dinámicas no modeladas y parámetros variables; son agrupados en las funciones aditivas $\eta_{q,\theta}(t)$.

La ecuación (4.1) describe la dinámica de los eslabones, (4.2) describe la dinámica de los motores, y solo se consideran acopladas dinámicamente a través del par elástico τ_e . En los manipuladores con VSA, el par elástico articular es función no solo de la deformación articular β , sino también de una nueva variable ϕ_k . Esta variable suele obedecer a su vez a la dinámica del mecanismo para el ajuste de la rigidez, propio de cada implementación, y por ende aporta una nueva ecuación a la dinámica del sistema articular flexible. En vista de la naturaleza mecánica del sistema de ajuste de rigidez, se podría generalizar y modelar su dinámica, por ejemplo, a través de un sistema de segundo orden de la forma:

$$\gamma(q, \theta)\ddot{\phi}_k + \rho(q, \theta)\dot{\phi}_k + \lambda(q, \theta)\phi_k = \tau_k \quad (4.3)$$

De este modo, (4.1) y (4.2) deben complementarse con (4.3), a fin de representar el modelo dinámico completo de un manipulador con rigidez variable. Como resultado, los

vectores de entrada y de estado del manipulador se extienden y se convierten en:

$$u = [\tau^T \tau_k^T]^T \in \mathbb{R}^{2n} \quad (4.4)$$

$$x_e = [q^T \dot{q}^T \theta^T \dot{\theta}^T \phi_k^T \dot{\phi}_k^T]^T \in \mathbb{R}^{6n} \quad (4.5)$$

donde τ_k es el par aplicado por el actuador que ajusta la rigidez. Ahora bien, el objetivo que se persigue en este caso es el control simultáneo e independiente de la posición y la rigidez articular de los eslabones. Por lo tanto, el vector de salida tiene la forma:

$$y = [q^T k^T]^T \in \mathbb{R}^{2n} \in \mathbb{R}^{2n} \quad (4.6)$$

El vector $k = [k_1, \dots, k_n]^T$ es un vector $n \times 1$ que contiene la rigidez de todas las articulaciones. Esta rigidez es la relación entre el par elástico τ_e y la deformación articular β de cada articulación, y su definición exacta es una característica propia de cada VSA, como se apreciará a continuación.

4.2.2 Actuador de rigidez variable

En la Figura 4.1 se ilustra un esquema mecánico de gran utilidad para comprender el principio de funcionamiento del actuador con rigidez variable llamado AwAS [125]. Se muestran tres eslabones (entrada, intermedio y salida) que comparten una misma articulación, en el extremo del eslabón de entrada descansa el motor y el sistema de reducción que controla directamente el movimiento del eslabón intermedio, y este a su vez está unido al eslabón de salida por dos resortes dispuestos en forma antagónica. El eslabón intermedio está unido al eje del motor principal (motor de posición) a través de los resortes, lo que permite transmitir esfuerzos sobre el eslabón de salida cuando se produce una deflexión (diferencia angular entre la posición del eje intermedio y de salida).

La novedad que ofrece este diseño es que al modificar la distancia r , a la cual están anclados los resortes con respecto al eje del motor, se ajusta la rigidez articular. Para ello, se dispone de un pequeño motor con husillo (motor de rigidez) que permite desplazar a los resortes a lo largo del eslabón intermedio. Cuando los resortes están más cerca del eje de giro la rigidez articular es menor, que cuando los resortes se ubican lo más lejos posible de dicho eje. Además, debido a que los dos resortes están encerrados entre los rieles del eslabón externo, la suma de la longitud de ambos resortes será siempre constante. En la posición de equilibrio (Figura 4.1a), cuando no existe deflexión alguna, la longitud de ambos resortes es igual y la fuerza aplicada por ellos sobre el eslabón intermedio es totalmente perpendicular al eje de traslación, que ajusta la distancia entre el eje de rotación y la ubicación de los resortes.

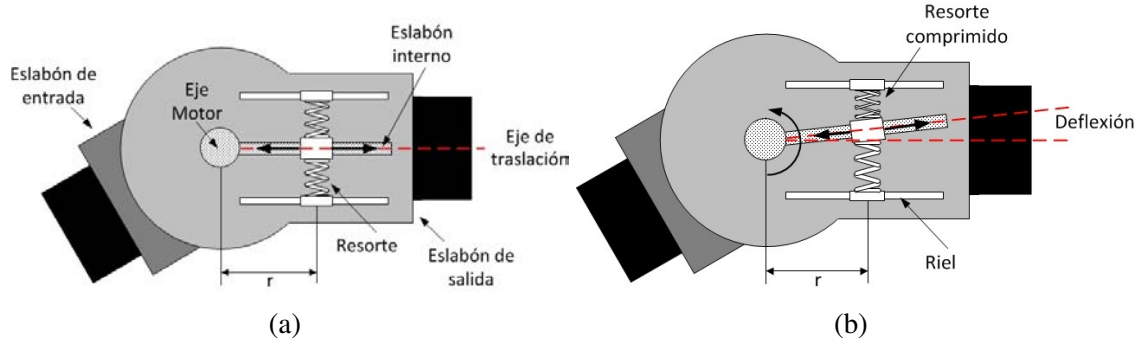


Figura 4.1 Esquema mecánico del AwAS: (a) en posición de equilibrio y (b) fuera de la posición de equilibrio.

Por otra parte, si bien es cierto que fuera de la posición de equilibrio (Figura 4.1b) existe una componente de fuerza paralela al eje de traslación, esta es muy pequeña, dando como resultado que la fuerza que tiene que aplicar el motor de rigidez dependerá fundamentalmente de la fricción. Esto tiene como consecuencia que se necesitará poca energía para ajustar la rigidez y por ende que el motor de rigidez puede ser pequeño y ligero.

El par aplicado a través de los resortes viene dado por [125]:

$$\tau_e = k_s r^2 \sin(2\beta) \quad (4.7)$$

donde k_s es la rigidez de los resortes internos, $\beta = q - \theta$ es la deflexión de los resortes y r es la distancia a la que se encuentran los resortes con respecto al eje del motor principal (Figura 4.1). La rigidez articular viene dada entonces por:

$$k = \frac{\partial \tau_e}{\partial \beta} = 2k_s r^2 \cos(2(q - \theta)) \quad (4.8)$$

De esta manera e incluyendo la dinámica del motor con husillo para la variación de r , se podría describir la dinámica de este sistema como un caso particular de (4.1), (4.2) y (4.3):

$$m_q \ddot{q} + d_q \dot{q} + mgl \cos(q(t)) + k_s r^2 \sin(2(q - \theta)) = \tau_{ext} \quad (4.9)$$

$$b_\theta n_1 \ddot{\theta} + d_\theta n_1 \dot{\theta} - \frac{k_s r^2}{n_1} \sin(2(q - \theta)) = \tau_m \quad (4.10)$$

$$\frac{b_a n_2}{p} \ddot{r} + \frac{d_a n_2}{p} \dot{r} - \frac{2k_s p}{n_2} r \sin^2(2(q - \theta)) = \tau_k \quad (4.11)$$

donde m_q , d_q y l representan al momento de inercia, al coeficiente de fricción viscosa y la distancia al centro de masa del eslabón de salida. b_θ y d_θ son el momento de inercia y el coeficiente de fricción viscosa del eje motor. b_a y d_a son la inercia y el coeficiente

de fricción viscosa del sistema motor-husillo, n_1 y n_2 son la relación de transmisión de las reductoras asociadas al motor de posición y al motor de rigidez, p es la relación de transmisión del husillo; τ_{ext} , τ_m y τ_k son el par externo, del motor de posición y del motor de rigidez respectivamente. Además, el tercer término de (4.11) representa la componente de fuerza paralela al eje de traslación motor-husillo que se mencionó anteriormente.

4.3 Control del sistema

El control de brazos robóticos flexibles es un tema bien estudiado dentro de la robótica [53, 207]. Existen técnicas de control para este tipo de manipuladores que garantizan gran precisión, y suelen basarse en técnicas avanzadas de control no lineal [57], en las cuales se asume el conocimiento preciso del modelo y sus parámetros. Además, diferentes métodos de control adaptativo que podrían hacer frente a la incertidumbre de la inercia en los brazos flexibles han sido estudiados [165], pero los sistemas adaptativos donde la rigidez es el parámetro desconocido parecen constituir un problema más difícil de solucionar.

Para los brazos con rigidez variable, el problema de control incluye además el cambio continuo de la rigidez en las articulaciones. Por lo tanto, en este caso se buscará garantizar el seguimiento de trayectorias arbitrarias del efector final, mientras la rigidez se ajusta a los valores deseados, sin que las dos especificaciones interfieran entre sí [17]. Naturalmente, el control de los brazos con rigidez variable hereda muchos de los problemas de control de los brazos flexibles, pero sólo parcialmente, puede disfrutar de las soluciones previstas en dicho campo. La diferencia clave entre ellos, es la presencia de no linealidades en el modelo de los brazos con VSA, lo que obviamente, complica mucho más el control. Además, esto es particularmente cierto cuando no se dispone de un modelo exacto de los parámetros del sistema y por lo tanto la adaptación es necesaria.

En este capítulo se considera la inclusión del AwAS dentro de la morfología de un robot asistencial, y para simplificar el estudio, se considera inicialmente que se conocen todos los parámetros del modelo que describe su dinámica. La estrategia de control planteada para dicha articulación incluye dos elementos: la linealización y el seguimiento de trayectoria. La linealización y el desacoplo de la dinámica del sistema se realiza a través de realimentación de estado. El seguimiento se basa en el diseño de dos controladores independientes (de rigidez y posición), constituidos cada uno de ellos por la unión de un control por realimentación (feedback) y por prealimentación (feedforward). La Figura 4.2 ilustra el esquema de control con: un actuador de rigidez variable, un bloque de linealización, el controlador lineal, un estimador del nuevo vector de estado y un generador de trayectorias. Los detalles del diseño de cada uno de estos elementos son explicados a continuación.

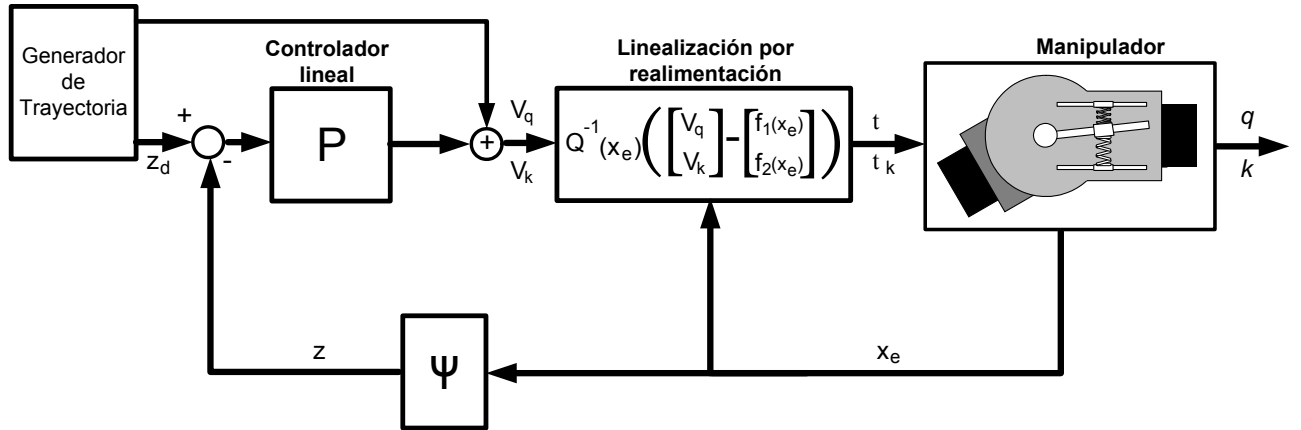


Figura 4.2 Linealización exacta por realimentación con controladores lineales de posición y rigidez, para un manipulador articulado con un dispositivo AwAS.

4.3.1 Linealización por realimentación del VSA

La linealización por realimentación es una técnica de diseño de sistemas de control no lineal que permite transformar, de forma parcial o total, la dinámica no lineal del sistema a controlar, por una dinámica lineal [117]. De esta manera, se pueden aplicar técnicas de control lineal y así obtener la respuesta deseada a lazo cerrado. Esta estrategia ha sido estudiada en investigaciones previas para el caso de robots con articulaciones flexibles [57]. Palli [212], ofrece además una aproximación general a la solución del problema de linealización por realimentación de robots con articulaciones de rigidez variable, sin embargo considera que la rigidez es directamente una entrada externa o una variable de estado, y que el par elástico tiene una relación lineal con la deformación articular β . En esta sección evaluamos los resultados del proceso de linealización realimentada, pero partiendo de la dinámica propia de un VSA que ajusta su rigidez por medio de un sistema mecánico (variación del radio r), y en el que el par elástico no tiene una relación lineal con la deformación articular, como ya quedo demostrado en (4.7).

Si se consideran los vectores de entrada, estado y salida propuesto anteriormente (4.4)-(4.6), donde en este caso $\phi_k = r$, el conjunto de ecuaciones diferenciales (4.9) -(4.11) puede ser manipulado y representado como un modelo en espacio de estado en su forma afín:

$$\dot{x}_e = f_e(x_e) + g_e(x_e)u \quad (4.12)$$

$$y(x_e) = h_e(x_e) \quad (4.13)$$

donde $f_e(x_e)$, $g_e(x_e)$ y $h_e(x_e)$ son campos vectoriales suaves. Las condiciones necesarias y suficientes para que un sistema de este tipo pueda ser linealizado estáticamente han sido

ampliamente estudiadas [117]. Lo primero que es necesario conocer es el grado relativo de cada salida, para ello se deben derivar con respecto al tiempo cada una de las salidas, tantas veces como sea necesario hasta que esta dependa explícitamente de al menos una de las variables de entrada.

Considerando la salida q , se tiene la segunda derivada, de (4.9):

$$\ddot{q} = -m_q^{-1} (d_q \dot{q} + mgl \cos(q) + k_s r^2 \sin(2(q - \theta))) \quad (4.14)$$

tercera derivada:

$$q^{[3]} = -m_q^{-1} (d_q \ddot{q} - mgl \sin(q) \dot{q} + 2k_s r \sin(2(q - \theta)) \dot{r} + 2k_s r^2 \cos(2(q - \theta)) (\dot{q} - \dot{\theta})) \quad (4.15)$$

y en la cuarta derivada aparece la segunda derivada de θ y de r , por lo tanto, al despejar $\ddot{\theta}$ de (4.10) y \ddot{r} de (4.11) a, para luego sustituirlas sobre esta última ecuación, se logra que aparezcan las entradas del sistema τ_m y τ_k :

$$\begin{aligned} q^{[4]} = m_q^{-1} & \left(d_q q^{[3]} - mgl \cos(q) \dot{q}^2 - mgl \sin(q) \ddot{q} + 2k_s \dot{r}^2 \sin(2(q - \theta)) \right. \\ & + 8k_s r \cos(2(q - \theta)) (\dot{q} - \dot{\theta}) \dot{r} - 4k_s r^2 \sin(2(q - \theta)) (\dot{q} - \dot{\theta})^2 \\ & + 2k_s r^2 \cos(2(q - \theta)) (\ddot{q} + (d_\theta n_1 \dot{\theta} - k_s r^2 \sin(2(q - \theta)) n_1^{-1}) b_\theta^{-1} n_1^{-1}) \\ & + (2k_s r \sin(2(q - \theta)) (2k_s p r (\sin(2(q - \theta)))^2 n_2^{-1} - d_a n_2 \dot{r} p^{-1}) p) b_a^{-1} n_2^{-1} \\ & \left. - 2 \frac{k_s r \sin(2(q - \theta)) p}{b_a n_2 m_q} \tau_k + 2 \frac{k_s r^2 \cos(2(q - \theta))}{b_\theta n_1 m_q} \tau_m \right) \end{aligned} \quad (4.16)$$

Por otro lado, al derivar la salida k tantas veces como sea necesario para que aparezcan las entradas del sistema, se tiene:

Primera derivada, de (4.8):

$$\dot{k} = 4k_s r \cos(2(q - \theta)) \dot{r} - 4k_s r^2 \sin(2(q - \theta)) (\dot{q} - \dot{\theta}) \quad (4.17)$$

en la segunda derivada de k , aparece la segunda derivada de θ y de r , por lo tanto, al sustituir (4.10) y (4.11), aparecerán las entradas del sistema τ_m y τ_k , tal como se aprecia en la siguiente

ecuación:

$$\begin{aligned} \ddot{k} = & 4k_s \dot{r}^2 \cos(2(q-\theta)) - 16k_s r \sin(2(q-\theta))(\dot{q}-\dot{\theta})\dot{r} \\ & - 4k_s r^2 \sin(2(q-\theta))\ddot{q} - 8k_s r^2 \cos(2(q-\theta))(\dot{q}-\dot{\theta})^2 \\ & - 2k_s r^2 \sin(2(q-\theta))(2d_\theta n_1 \dot{\theta} - 2k_s r^2 n_1^{-1} \sin(2(q-\theta)))b_\theta^{-1} n_1^{-1} \\ & + 4k_s p r \cos(2(q-\theta))(2k_s p r n_2^{-1} \sin(2(q-\theta))^2 - d_a n_2 p^{-1} \dot{r})b_a^{-1} n_2^{-1} \\ & + 4 \frac{k_s r \cos(2(q-\theta))p}{b_a n_2} \tau_k + 4 \frac{k_s r^2 \sin(2(q-\theta))}{b_\theta n_1} \tau_m \end{aligned} \quad (4.18)$$

Se puede entonces concluir que el grado relativo de la salida q es igual a cuatro ($r_q = 4$), mientras el grado relativo de k es igual a dos ($r_k = 2$). Dado entonces, que el grado relativo total ($r_q + r_k = 6$) es igual al orden del sistema (la dimensión del vector de estado (4.5)), se puede afirmar que el sistema linealizado no tendrá dinámica interna. Las ecuaciones (4.16) y (4.18) pueden ser reescritas de una manera más compacta de la forma:

$$\begin{bmatrix} q^{[4]} \\ \ddot{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} f_1(x_e) \\ f_2(x_e) \end{bmatrix} + Q(x_e) \begin{bmatrix} \tau_m \\ \tau_k \end{bmatrix} \quad (4.19)$$

donde $f_1(x_e)$ esta constituido por todos los términos que no contienen a τ_m o τ_k en (4.16), $f_2(x_e)$ esta constituido por todos los términos que no contienen a τ_m o τ_k en (4.18) y $Q(x_e)$ es la matriz de desacoplo, dada por:

$$Q(x_e) = \begin{bmatrix} 2 \frac{k_s r^2 \cos(2(q-\theta))}{b_\theta n_1 m_q} & -2 \frac{k_s r \sin(2(q-\theta))p}{b_a n_2 m_q} \\ 4 \frac{k_s r^2 \sin(2(q-\theta))}{b_\theta n_1} & 4 \frac{k_s r \cos(2(q-\theta))p}{b_a n_2} \end{bmatrix} \quad (4.20)$$

La segunda y última condición necesaria para lograr la linealización exacta por realimentación, exige que la matriz de desacoplo sea invertible al menos en un intervalo x_{e0} . Condición que queda satisfecha al comprobar que:

$$\text{Det}(Q(x_e)) = 8 \frac{k_s^2 r^3 p}{b_\theta m_q b_a n_1 n_2} \neq 0 \quad \forall \quad x_e \quad (4.21)$$

Cumplidas estas condiciones, se puede definir una ley de control linealizante de la forma:

$$\begin{bmatrix} \tau_m \\ \tau_k \end{bmatrix} = Q^{-1}(x_e) \left(- \begin{bmatrix} f_1(x_e) \\ f_2(x_e) \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} v_q \\ v_k \end{bmatrix} \right) \quad (4.22)$$

y la linealización completa del sistema es obtenida:

$$\begin{bmatrix} q^{[4]} \\ \ddot{k} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} v_q \\ v_k \end{bmatrix} \quad (4.23)$$

donde v_q y v_k son las nuevas entradas del sistema linealizado utilizadas para el control de posición y rigidez respectivamente. La ley de linealización es una función algebraica del estado x_e y de las entradas auxiliares v_q y v_k . La función $f_1(x_e)$ puede ser reescrita sustituyendo \ddot{q} y \ddot{q} de (4.14) y (4.15).

4.3.2 Estrategia de control lineal

Mediante la linealización por realimentación definida en la sección previa fue posible linealizar y desacoplar el sistema (4.9)-(4.11). Ahora bien, para controlar tanto la posición como la rigidez articular del manipulador se implementarán dos controladores lineales independientes. Estos controladores se seleccionan para que el sistema a lazo cerrado posea una dinámica lineal asintóticamente estable de orden $\{r_q; r_k\}$:

$$\begin{bmatrix} v_q \\ v_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_d^{[4]} - w_{q3}(\ddot{q}_d - \ddot{q}) - w_{q2}(\ddot{q}_d - \ddot{q}) - w_{q1}(\dot{q}_d - \dot{q}) - w_{q0}(q_d - q) \\ \ddot{k}_d - w_{k1}(\dot{k}_d - \dot{k}) - w_{k0}(k_d - k) \end{bmatrix} \quad (4.24)$$

donde los coeficientes w_{qi} y w_{ki} se toman de tal manera que los polinomios característicos dados por:

$$\begin{bmatrix} p_1(s) \\ p_2(s) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} s^4 + w_{q3}s^3 + w_{q2}s^2 + w_{q1}s + w_{q0} \\ s^2 + w_{k1}s + w_{k0} \end{bmatrix} \quad (4.25)$$

tengan todas sus raíces en el semiplano izquierdo del plano complejo. Particularmente se han seleccionado los valores de los coeficientes del polinomio $p_1(s)$, para que este posea dos raíces complejas conjugadas, una pareja de ellas más alejada dentro del semiplano izquierdo del plano complejo que la otra. De manera que la respuesta a lazo cerrado de la posición articular, se encontrará dominada por los autovalores que se encuentran más cerca al eje imaginario del plano complejo.

Estos controladores pueden ser vistos como una realimentación estática de estados en el espacio del sistema linealizado. Para aclarar esto, se define el vector de estado z del sistema linealizado y la relación de transformación Ψ entre los estados del sistema original y los estados del sistema linealizado a partir de (4.14), (4.15) y (4.17). Teniendo entonces:

$$z = [q \ \dot{q} \ \ddot{q} \ \ddot{q} \ k \ \dot{k}]^T \quad (4.26)$$

$$\Psi(x_e) = \begin{bmatrix} q \\ \dot{q} \\ -(d_q \dot{q} + mgl \cos(q) + k_s r^2 \sin(2(q-\theta)))m_q^{-1} \\ -(d_q \ddot{q} - mgl \sin(q)\dot{q} + 2k_s r \sin(2(q-\theta))\dot{r} + 2k_s r^2 \cos(2(q-\theta))(\dot{q} + \dot{\theta}))m_q^{-1} \\ k \\ 4k_s r \cos(2q-2\theta)\dot{r} - 4k_s r^2 \sin(2q-2\theta)(\dot{q} - \dot{\theta}) \end{bmatrix} \quad (4.27)$$

Es importante notar que tanto el lazo de realimentación, como el de la estrategia de control, son función únicamente del vector de estado x_e y varias derivadas en el tiempo de las salidas deben ser calculadas. El error de seguimiento queda definido como:

$$e_q = q_d - q, \quad e_k = k_d - k \quad (4.28)$$

$$e = [z_d - z] = [z_d - \Psi(x_e)] = [\ddot{e}_q \quad \ddot{e}_q \quad \dot{e}_q \quad e_q \quad \dot{e}_k \quad e_k]^T \quad (4.29)$$

Se puede considerar entonces que (4.24) puede ser reescrita en una forma más compacta, agrupando las señales de control, la posición deseada y la trayectoria de rigidez en una forma conveniente:

$$\begin{bmatrix} v_q \\ v_k \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_d^{[4]} \\ \ddot{k}_d \end{bmatrix} + Pe \quad (4.30)$$

donde

$$P = \begin{bmatrix} w_{q3} & w_{q2} & w_{q1} & w_{q0} & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & w_{k1} & w_{k0} \end{bmatrix} \quad (4.31)$$

Apreciando la parte derecha de (4.30), se puede ver que la estrategia de control consistirá en la prealimentación (primer término) y la realimentación (segundo término). Además, los dos controladores realimentados son un PDDD (Proporcional triple derivativo) para la posición y un PD para la rigidez.

4.4 Manipulador asistencial

Los brazos robóticos asistenciales han sido desarrollados para ayudar a personas con algún tipo de discapacidad en las extremidades superiores. Ellos facilitan el desarrollo de actividades cotidianas, que el afectado ya no puede realizar con sus propios brazos. Un excelente ejemplo de un manipulador asistencial es el robot ASIBOT [127]. Como se mencionó en el Capítulo 1, este robot tiene una configuración cinemática abierta de 5 GDL simétrica, dado que tiene la posibilidad de anclarse por ambos extremos. Cada extremo tiene un mecanismo de anclaje que le permite conectarse a la pared, a la silla de ruedas o a una herramienta. Sin

embargo, esta estrecha interacción física entre el ser humano y el robot, se traduce en un elevado riesgo de colisión en zonas como: cabeza, tórax, brazos y abdomen.

Para evaluar el efecto que tiene la inclusión de un actuador de rigidez variable dentro de la estructura de un robot asistencial, se simula la presencia del AwAS dentro del robot ASIBOT. Si se desea garantizar la seguridad durante una eventual colisión, se debería evaluar el impacto bajo todas las configuraciones posibles del robot. Sin embargo, un enfoque de este tipo es muy lento. Por lo tanto se ofrece detalles de los efectos del AwAS para un conjunto finito de situaciones incluyendo aquellas de mayor riesgo de lesión.

4.4.1 Peor condición de impacto

El efector final del ASIBOT, es el elemento del manipulador que puede alcanzar mayor velocidad debido a su ubicación dentro de la cadena cinemática. Además, es una pieza primordial para el anclaje y la conexión con herramientas, la cual no permite la adecuación de una cubierta suave debido a que la misma limitaría su rango de operación y rendimiento. Estas condiciones (velocidad y rigidez superficial) permiten afirmar que en caso de impacto el efector final puede ser considerado como el punto de contacto de mayor peligrosidad.

Para determinar la configuración más peligrosa del manipulador, se hace uso del modelo de colisión descrito en el Capítulo 3. Sin embargo, dicho modelo requiere la estimación de la masa y la velocidad efectiva del manipulador en la dirección de impacto. El desconocimiento de la dirección de contacto exige un barrido omnidireccional del vector de dirección unitario de colisión (u) alrededor del punto de contacto x_c , así como el cálculo de la masa y la velocidad efectiva en todas las direcciones de contacto posibles, para poder discriminar las peores condiciones de impacto.

La Figura 4.3a muestra la masa efectiva del ASIBOT con respecto a cualquier dirección de colisión. El punto x_c indica la posición del efector final, y el vector m_{er} tiene la magnitud de la masa efectiva correspondiente a dicha dirección de colisión, por lo tanto el volumen generado representa a la masa efectiva del manipulador en todas las direcciones posibles. La esfera S_{er} , sirve como una referencia visual de una masa de 8kg. Dado que la masa efectiva depende de la configuración del manipulador, otras configuraciones son mostradas en las Figuras 4.3b y 4.3c.

Por otra parte, la manipulabilidad permite evaluar la máxima velocidad alcanzable por el robot en el espacio operacional. La Figura 4.4 muestra la manipulabilidad “polytope” [157] del ASIBOT, el vector v_c tiene la magnitud de la máxima velocidad posible que se puede producir en dicha dirección, y el volumen generado representa la máxima velocidad del efector final en todas las direcciones posibles. Al igual que con la masa efectiva, la esfera S_{ver}

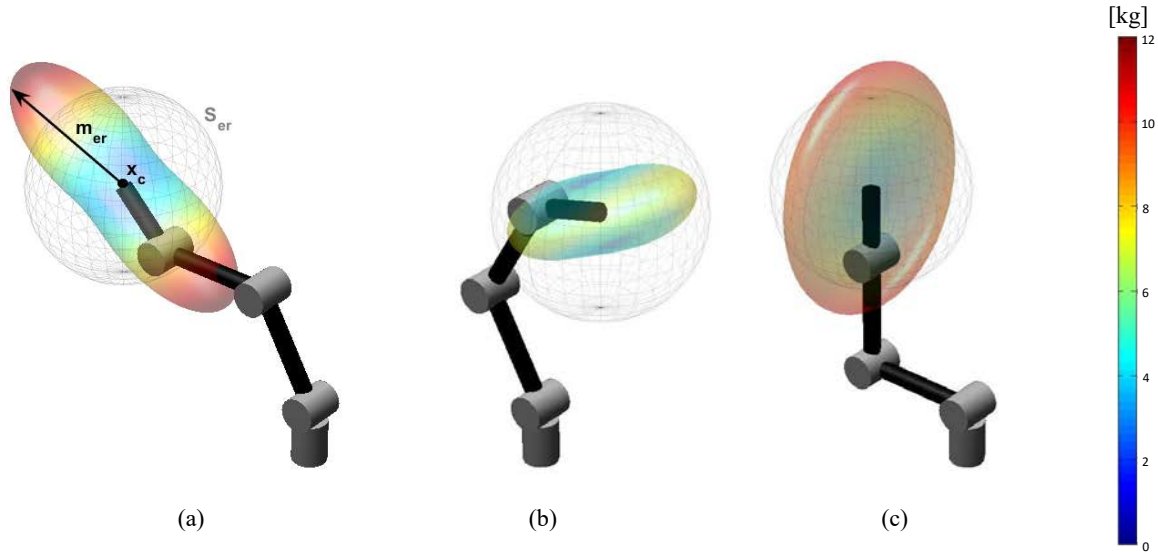


Figura 4.3 Masa efectiva del ASIBOT y esfera de referencia $S_{er} = 8kg$: (a) $q = [\pi/2, \pi/3, -\pi/3, \pi/4, 0]$, (b) $q = [\pi/2, \pi/3, \pi/3, \pi/4, \pi/4]$ y (c) $q = [\pi/2, 0, \pi/2, 0, \pi/2]$.

es una referencia visual de una velocidad de $1,2m/s$. La manipulabilidad es dependiente de la configuración, y las Figuras 4.4b y 4.4c, muestran su magnitud en diferentes configuraciones.

Para determinar la configuración más peligrosa, la fuerza del impacto debe ser inspeccionada en diferentes configuraciones. Sin embargo, se sabe que la velocidad del manipulador se maximiza cerca de los puntos singulares que están en el límite del espacio de trabajo. Por lo tanto, es razonable llevar a cabo una evaluación de la seguridad sobre estos puntos. Como ejemplo, las fuerzas de colisión para cuatro posturas diferentes se presenta en la Figura 4.5; esta toma en consideración la velocidad y la masa efectiva en todas las direcciones, y simula la fuerza de colisión en base al modelo de impacto.

Como era de esperar, la fuerza de colisión aumenta a medida que el manipulador se mueve más cerca de la frontera del área de trabajo, y la aparición de la fuerza máxima de colisión ($\max \{f_{ext}\}$) se presenta en la Figura 4.5d. Curiosamente, a pesar de que las configuraciones mostradas en la Figura 4.5c y d se encuentran en el límite del área de trabajo, la primera articulación en la Figura 4.5c no contribuye a la velocidad de colisión. Por lo tanto, la fuerza de impacto es máxima bajo la configuración de la Figura 4.5d. Donde la fuerza de colisión máxima alcanza los $234N$, producto del movimiento simultáneo, y a máxima velocidad, de los motores del ASIBOT.

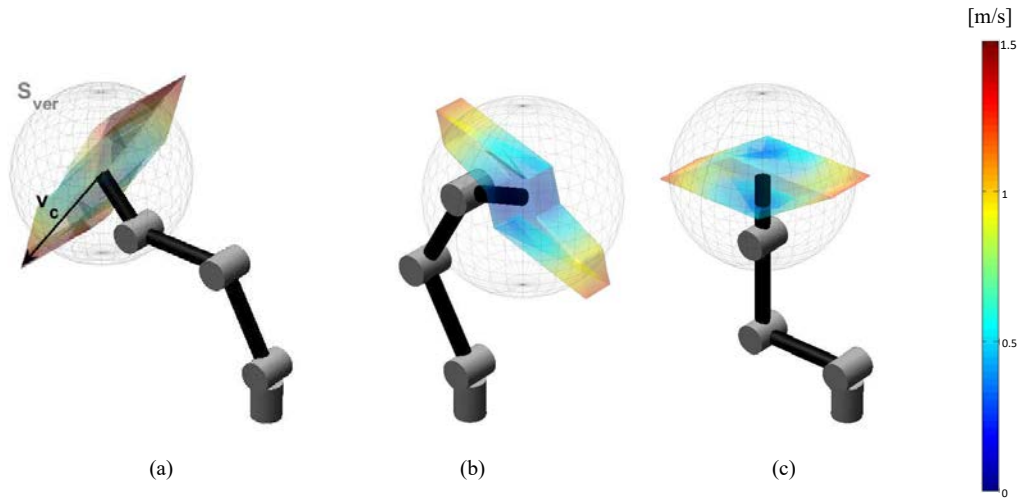


Figura 4.4 Velocidad del ASIBOT y esfera de referencia $S_{ver} = 1,2m/s$: (a) $q = [\pi/2, \pi/3, -\pi/3, \pi/4, 0]$, (b) $q = [\pi/2, \pi/3, \pi/3, \pi/4, \pi/4]$ y (c) $q = [\pi/2, 0, \pi/2, 0, \pi/2]$.

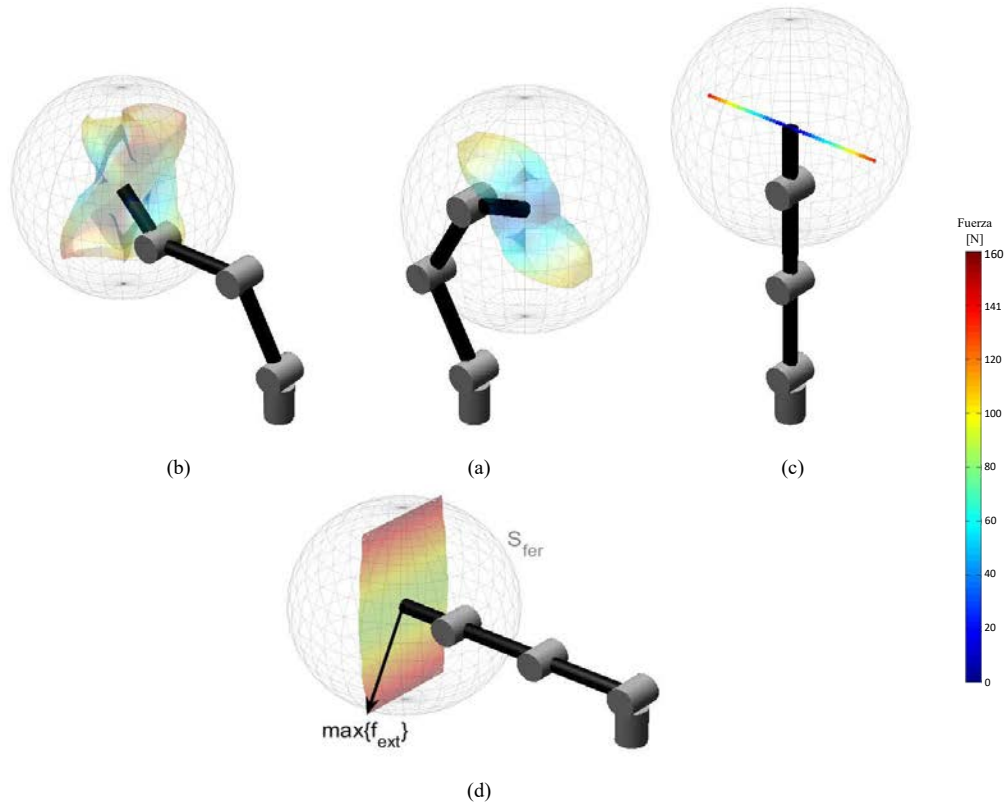


Figura 4.5 Fuerza de colisión y esfera de referencia $S_{fer} = 200N$: (a) $q = [\pi/2, \pi/3, -\pi/3, \pi/4, \pi/4]$, (b) $q = [\pi/2, \pi/3, \pi/3, \pi/4, \pi/6]$, (c) $q = [\pi/2, \pi/2, 0, 0, 0]$ y (d) $q = [\pi/2, 0, 0, 0, 0]$.

4.4.2 Inclusión del VSA

La incorporación de un actuador de rigidez variable dentro del ASIBOT tendrá previsiblemente un efecto antagónico, por un lado añadirá más peso al manipulador y por el otro desacoplará los efectos de la inercia del actuador sobre la masa efectiva del mismo. Por lo tanto, y con el fin de simular una situación de viable implementación, se considera únicamente la colocación del AwAS sobre la primera articulación, lo que reducirá la inercia extra que aporta el sistema de rigidez variable.

Dado que el robot se puede montar en una silla de ruedas, interesa particularmente el riesgo de lesión producto del impacto entre el extremo del robot y la cabeza del usuario, cuando este está sentado sobre la misma. La Figura 4.6 ofrece un modelo simplificado del robot, junto con el sistema de rigidez variable y el modelo matemático del impacto. Este modelo no es más que una extensión gráfica del mostrado inicialmente en la Figura 3.2.

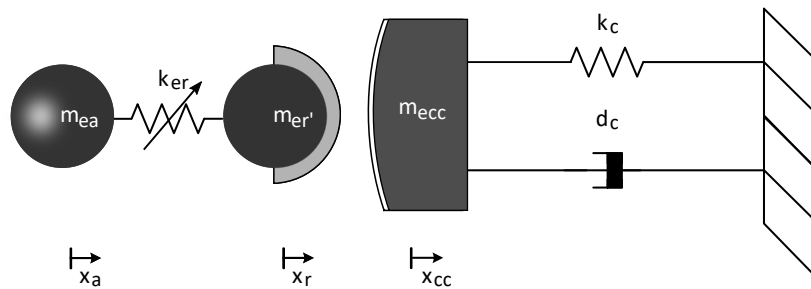


Figura 4.6 Modelo simplificado del sistema AwAS-ASIBOT-Cabeza.

Finalmente, la Tabla 4.1 reporta los parámetros característicos del robot, del VSA y del modelo de impacto, que serán utilizados durante la simulación.

Tabla 4.1 Parámetros de simulación del sistema AwAS-ASIBOT-Cabeza.

Símbolo	Valor	Unidad	Símbolo	Valor	Unidad
$m_{er'}$	4,78	kg	k_s	80000	N/m
b_θ	1,1e-4	kgm ²	k_h	5e3	N/m
b_a	1,29e-7	kgm ²	k_c	425	N/m
m_{ecc}	4,62	kg	n_1	160	—
d_q	0,15	Nms/rad	n_2	23	—
d_θ	3,45e-3	Nms/rad	p	2,513e-3	—
d_a	0,014	Nms/rad	l	0,67	m
d_c	10,2	Ns/m	r_t	1	m

4.5 Resultados de la simulación

4.5.1 Trayectoria de posición y rigidez articular deseadas

La trayectoria de posición y rigidez que debe seguir un manipulador depende fundamentalmente de la aplicación. En el caso del ASIBOT, se desea que los movimientos se realicen a la mayor velocidad posible, garantizando en todo momento la seguridad de las personas que están en su entorno.

Para alcanzar este objetivo, es necesario sacar el brazo de la posición de reposo lo más rápido posible, hasta alcanzar la máxima velocidad permitida por seguridad; luego, mantener esta velocidad hasta poco antes de llegar al destino final, cuando se aplicaría la máxima energía posible para detener al brazo. Simultáneamente, es conveniente que la articulación pueda tener una alta rigidez articular en la fase de aceleración, que irá disminuyendo a medida que aumenta la velocidad del brazo; luego, mantener un bajo valor de rigidez en la fase de alta velocidad, y finalmente aumentar la rigidez en la fase de desaceleración. Con ello se lograría reducir al mínimo la carga de inercia reflejada, aumentar la velocidad máxima segura del desplazamiento, poner al eslabón en marcha rápidamente y garantizar un error de posicionamiento final mínimo.

La Figura 4.7 ilustra el seguimiento de la posición y la rigidez para un movimiento articular de 3s de duración, con diferentes velocidades máximas (ω_m). Una ecuación polinómica de quinto orden, con condiciones iniciales y finales iguales a cero (en cuanto a velocidad y aceleración), se utiliza para generar el desplazamiento, mientras la curva de rigidez sigue el criterio de optimización descrito anteriormente [19].

4.5.2 Rigidez articular y seguridad

El ajuste de la rigidez articular ilustrado en la Figura 4.7, busca reducir la inercia reflejada durante un eventual impacto humano-robot sin diezmar el desempeño del brazo. Sin embargo, el valor exacto que debe tener esta rigidez, está estrechamente relacionado con características tan propias del robot como: su función, la velocidad de operación deseada, el error de posicionamiento final admisible, la zona del cuerpo humano expuesta a una eventual colisión, la forma de cuantificar el riesgo de lesión de un impacto, etc.

Como se mencionó anteriormente, el espacio de trabajo compartido por robot y humano trae como consecuencia un elevado riesgo de colisión. Por lo tanto, y a partir del modelo de la Figura 4.6, esta sección evalúa el peligro ocasionado por el impacto entre el extremo del robot y la cabeza del usuario ante la peor condición de impacto. Para cuantificar el nivel de lesión que puede ocasionar el impacto se ha utilizado el HIC (Head Injury Criterion).

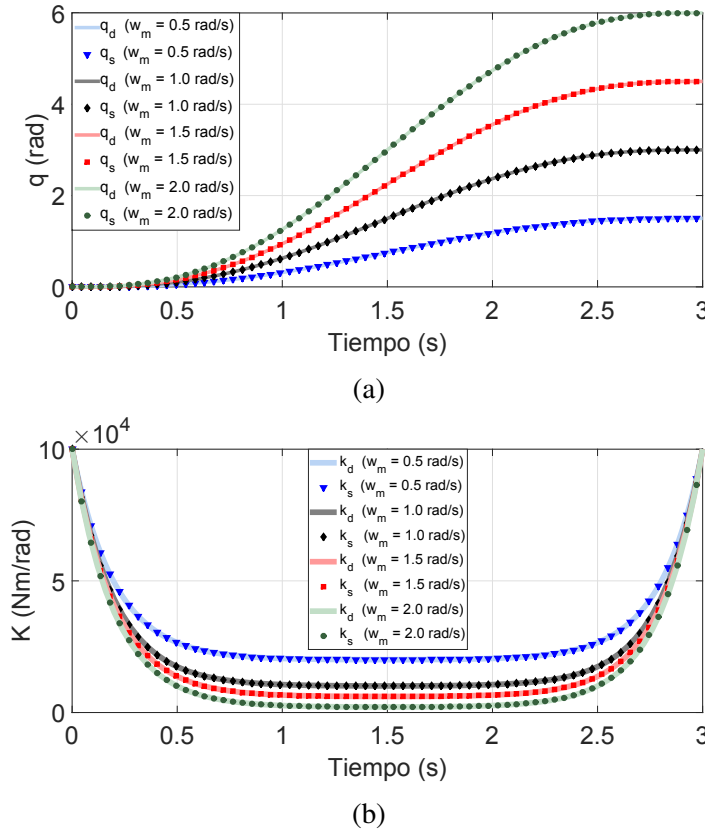


Figura 4.7 Seguimiento de la posición y rigidez de la primera articulación del ASIBOT ante diferentes velocidades máximas (V_m): referencias en líneas continuas y salidas en líneas punteadas.

La Figura 4.8 ilustra los resultados obtenidos al simular el impacto entre robot y humano. Las simulaciones se realizaron siempre a una velocidad de $2m/s$ y a una rigidez articular constante, dado que el impacto ocurre en el punto medio de la trayectoria. Además, el ensayo fue repetido seis veces con valores de rigidez que varían en un orden de magnitud desde 1×10^1 a $1 \times 10^7 Nm/rad$. Siendo los dos últimos valores una representación de la rigidez intrínseca en los sistemas de reducción o transmisión comunes en la robótica, y no una rigidez sintonizada por el VSA.

Lo primero que se puede apreciar es un pico en el par externo (τ_{ext}), causado por el impacto entre el robot y la cabeza, con una duración aproximada de 0,1 a 0,25s y un valor máximo que depende de forma no lineal del valor de la rigidez articular programada. En la misma gráfica, se puede apreciar también el efecto del impacto sobre el par elástico (τ_e). El pico producido tras el impacto tiene un retraso (con respecto al par externo) y una duración que es inversamente proporcional a la rigidez articular. Cuando la rigidez articular es más baja, el retraso es mayor, tiempo durante el cual la inercia del motor y del

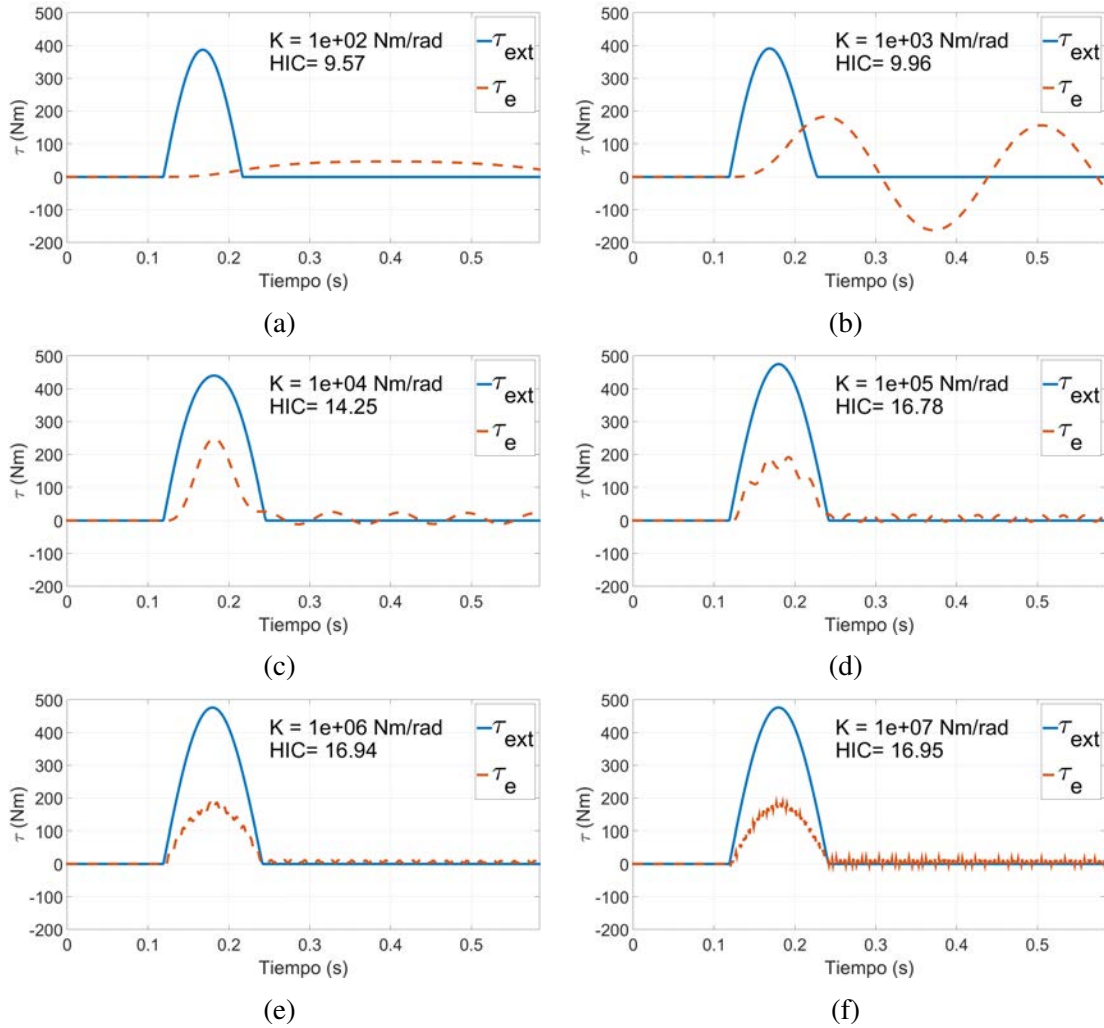


Figura 4.8 Par externo y elástico en la primera articulación ante diferentes valores de rigidez articular y máxima velocidad de impacto.

eslabón están completamente desacopladas, y por ende la inercia del eslabón es la única que tiene consecuencias en el impacto. A medida que aumenta la rigidez articular, y después de superar cierto umbral, el retraso disminuye y por ende el máximo pico del par externo aumenta, como consecuencia del acoplamiento de la inercia del motor a la inercia reflejada durante el impacto. Luego de cierto valor de rigidez, el retraso entre las dos señales se hace prácticamente cero y el máximo pico del par externo llega a un máximo (total acoplamiento).

La Figura 4.9 muestra como varía el máximo pico del par externo y el HIC en función a la rigidez articular. Se puede apreciar que existen dos límites de saturación, el inferior cercano a 1×10^3 Nm/rad (k_{min}) y el superior aproximadamente igual a 1×10^5 Nm/rad (k_{max}). Cuando la rigidez articular es menor que k_{min} , independientemente del valor exacto que esta tome, existirá un desacoplo entre las inercias que trae como consecuencia la reducción del efecto

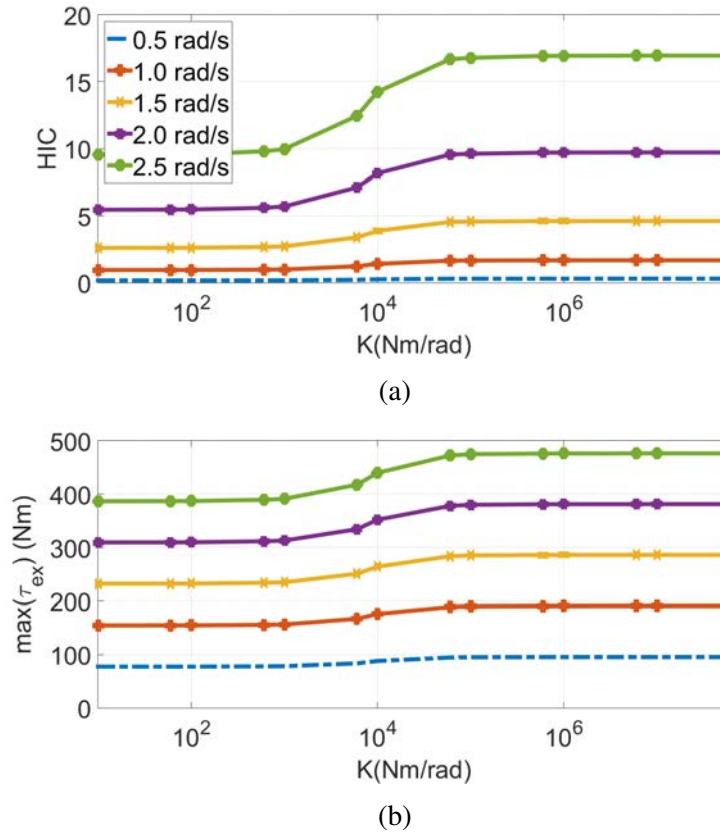


Figura 4.9 HIC y máximo par externo en función a la rigidez.

del impacto. Asimismo, cuando la rigidez articular es mayor que k_{smax} , independientemente del valor exacto que tome, existirá un fuerte acoplamiento entre las inercias que aumentará el efecto del impacto. Además, se puede apreciar que el HIC está por debajo de 20 a 2,5 m/s, independientemente del valor de la rigidez articular, lo que corresponde a un nivel de daño muy bajo. Sin embargo, si el impacto ocurre sobre uno de los puntos más sensibles de la cabeza, por ejemplo la región nasal (fuerza de fractura superior a 340N), la fuerza de impacto si puede llegar a valores que aún comprometen la seguridad del humano.

La Figura 4.10 permite apreciar mejor el efecto de la velocidad durante el impacto. En ella se muestra nuevamente el comportamiento del HIC y del τ_{ext} a diferentes velocidades. Debido a que la Figura 4.9 revela poca sensibilidad de los límites de saturación ante variaciones de la velocidad, se ha optado por graficar únicamente una curva para representar el estado de alta rigidez ($k < k_{smin}$) y otra para representar el estado de baja rigidez ($k > k_{smax}$).

Lo primero que se aprecia es un aumento exponencial del HIC, y lineal del par máximo externo, en función de la velocidad. Un aumento de apenas 0,5 m/s en la velocidad del extremo del robot causará un incremento de aproximadamente 95 Nm en el par externo, lo

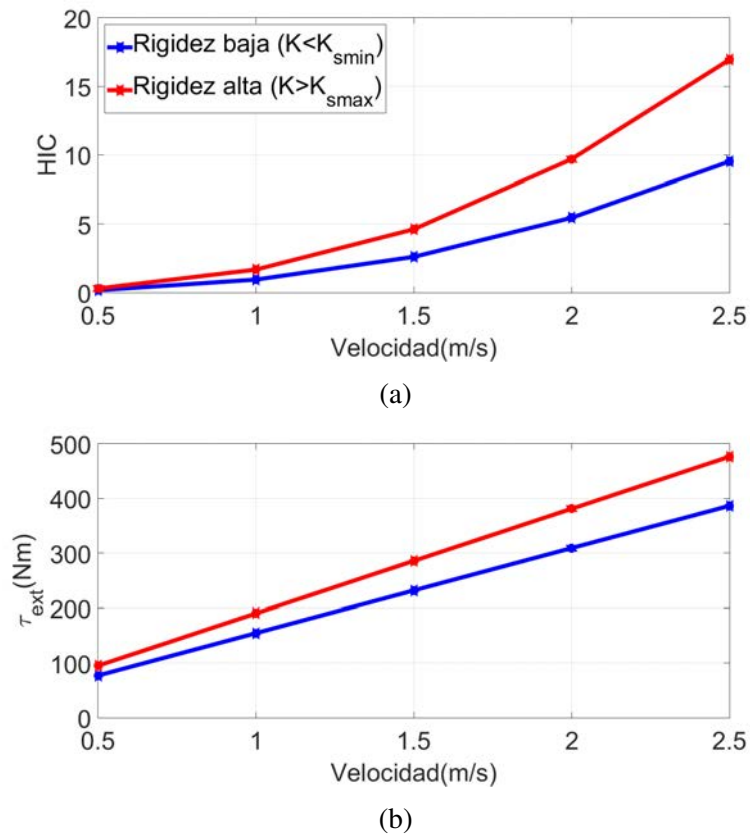


Figura 4.10 HIC y máximo par externo en función a la velocidad.

que puede representar un aumento entre el 100% y el 25% del par externo en función a la velocidad. Por otro lado, la reducción porcentual del efecto del impacto al desacoplar las inercias es independiente de la velocidad, y está en torno a 43,7% para el caso del HIC y de 18,8% para el máximo par externo. Esto hace pensar, que si bien la flexibilidad articular logra la reducción de la inercia reflejada y por ende la seguridad, la velocidad de impacto probablemente sea el principal factor determinante de la gravedad de la lesión.

4.6 Resumen

Este capítulo presentó y evaluó una estrategia de control de posición y rigidez articular útil para robots manipuladores que disponen de actuadores de rigidez variable. Dicha estrategia de control, permitió el seguimiento simultáneo y desacoplado de trayectorias independientes de posición y rigidez, suponiendo un perfecto conocimiento del modelo dinámico del manipulador o la disposición de un sistema adicional de control que compense las inexactitudes de dicho modelo.

A través de simulaciones, y con el uso del modelo dinámico del ASIBOT, se pudo demostrar la estabilidad de la estrategia de control sobre el rango de operación típico de este manipulador, obteniéndose errores de seguimiento de rigidez y posición muy bajos. Además, se pudieron evaluar los beneficios que tiene la incorporación de un dispositivo de rigidez variable dentro de un robot asistencial, como sistema de reducción de lesiones ante colisiones inesperadas.

El ajuste de la rigidez articular, para un determinado rango de valores, permitió la reducción de la fuerza de impacto y de los índices de severidad. La razón de esta reducción es la disminución de la inercia reflejada al momento de colisión, producto del desacoplo de la inercia del actuador principal del sistema inercial. En este sentido, el VSA cumple su función, al desacoplar el aporte de inercia del motor que gira a elevada velocidad. Sin embargo, este desacoplo se consigue con valores de rigidez en el VSA superiores a los pensados inicialmente ($k_{smin} = 1 \times 10^3 Nm/rad$); más aún, si lo comparamos con los valores de rigidez intrínseca de componentes como reductoras, sensores de par o del mismo eslabón (que suelen estar en el mismo orden de magnitud). Esto último hace pensar en la necesidad de incluir dentro del modelo del sistema a la flexibilidad intrínseca de todos estos elementos, a fin de comprender mejor la contribución de la flexibilidad intrínseca de los sistemas de transmisión que normalmente modelamos como rígidos. Es decir, incluir en el modelo del manipulador, las flexibilidades de los elementos de transmisión y la de los propios eslabones, esta “elasticidad distribuida” puede contribuir de forma significativa o similar a como lo haría un VSA discreto en la articulación más desfavorable.

El antagonismo presentado sobre el incremento en la masa efectiva del manipulador y el desacoplo de la inercia del sistema de actuación, así como el crecimiento en el número de dispositivos electromecánicos para el control de la rigidez, sugiere también un particular interés por el diseño de dispositivos elásticos pasivos, que aporten menos peso y mayor robustez ante fallos. Precisamente, con respecto a esto último, el siguiente capítulo presenta el diseño y la implementación de un sistema de rigidez articular variable alternativo al VSA.

Capítulo 5

Diseño de un mecanismo de múltiple rigidez articular

5.1 Introducción

Diferentes esfuerzos dirigidos a mejorar el diseño de manipuladores que operan estrechamente con los seres humanos, han permitido romper algunos de los paradigmas heredados de la robótica industrial, con el fin último de lograr garantizar una coexistencia plena y libre de riesgo durante la interacción física humano-robot. Muchos de estos esfuerzos están alineados con la idea inicial del Capítulo 4: "lograr que una buena parte del comportamiento del robot este asociado con el cuerpo del mismo y no únicamente al sistema de control que lo gobierna".

Por ello, y a modo de ejemplo, en los Capítulos 3 y 4 de esta memoria se analizó, a través de simulaciones, las bondades que puede ofrecer la incorporación de elementos elásticos dentro de la morfología de los manipuladores como elemento de seguridad. Sin embargo, se mencionó que esta particular idea suele afectar negativamente el rendimiento del manipulador, en términos de ocasionar mayores oscilaciones, empeorar el tiempo de establecimiento, incrementar la complejidad del sistema de control y aumentar el peso del manipulador.

Como alternativa para equilibrar la seguridad y el desempeño que ofrecen los mecanismos elásticos articulares, en este capítulo se presenta el diseño y la implementación de un nuevo mecanismo articular, ideado para mejorar la seguridad y rendimiento de robots que interactúan físicamente con los seres humanos. El mecanismo, consta de un conjunto de muelles lineales, precargados y dispuestos de manera que permiten aprovechar las ventajas de los actuadores elásticos serie, limitar el máximo par aplicable y reducir los problemas de desempeño.

Se trata de un mecanismo pasivo, dado que no dispone de un segundo sistema de actuación sobre la misma articulación, como en el caso de los actuadores de rigidez variables. Pero que sin embargo, puede modificar su rigidez, dado que posee tres zonas de operación diferenciadas cada una con un valor de rigidez distinto y dependientes del par externo presente en la articulación.

El resto del capítulo está organizado en cuatro secciones. La sección 5.2 presenta el conjunto de requisitos tomados en consideración para el desarrollo del mecanismo y el análisis de alternativas previo a la implementación. La sección 5.3 ofrece una descripción detallada del principio de funcionamiento del sistema y de los conceptos básicos que sustentan al mecanismo diseñado. Seguidamente, en la sección 5.4 se dan los detalles del diseño mecánico así como los primeros resultados de simulación y detalles de implementación. Finalmente, en la sección 5.5 se ofrece un modelo dinámico útil para el análisis y control de todo el sistema de actuación.

5.2 Mecanismo de múltiple rigidez articular

5.2.1 Consideraciones de diseño

En el Capítulo 1 se identificaron un grupo de posibles escenarios para el uso de brazos robóticos en entornos humanos. Destacando aquellos relacionados con la manipulación cooperativa, el apoyo en actividades domésticas, la asistencia personal, el cuidado de ancianos, la ayuda hospitalaria, la rehabilitación y el entretenimiento. Además, y gracias a la existencia de prototipos y sistemas comerciales que operan actualmente en estas áreas, hoy en día es posible especificar muchas de las demandas que los usuarios de manipuladores robóticos hacen sobre los mismos [20, 258].

Si bien dichas demandas parecen ser a priori muy diversas, muchas de ellas pueden ser resumidas en la suprema necesidad de disponer brazos robóticos útiles, para el desarrollo de actividades habituales, en ambientes altamente no estructurados. En base a estos datos, es posible reconocer un conjunto de destrezas, que deben manifestarse de forma natural durante la habitual operación de los manipuladores robóticos plenamente integrados. Entre ellas destacan:

- **La versatilidad**, entendida como la capacidad de adaptarse con facilidad y rapidez a diversas condiciones de operación, tareas y situaciones inesperadas. Tradicionalmente, el aumento de la versatilidad en los manipuladores industriales, se asocia al uso de sistemas de actuación de alto desempeño, caracterizados por estructuras rígidas, con frecuencias propias muy altas, que se traducen en sistemas con un gran ancho de

banda. Sin embargo, los manipuladores para la coexistencia parecen requerir más bien de una versatilidad basada en la búsqueda de un correcto equilibrio entre el *desempeño dinámico* (seguimiento de posición y fuerza requerido por cada actividad) y *la seguridad* (inherente a la proximidad física entre humano y robot), el cual otorgue mayor robustez a la hora de enfrentar un entorno no estructurado.

- **La eficiencia energética**, de menor importancia en el diseño industrial, pasa a ser una cualidad con especial relevancia en el caso de manipuladores asistenciales, dado que buena parte de su integración en el entorno humano exige movilidad y autonomía. Razón por la cual el robot deben ser capaz de operar independientemente de una fuente de alimentación externa durante una cantidad de tiempo considerable. En consecuencia, y como alternativa de diseño, se ha sugerido la disposición de mecanismos de almacenamiento de energía, que permitan su posterior uso. Contradictoriamente a la idea de versatilidad tradicional, la capacidad de almacenar energía puede ser alcanzada con la introducción de un elemento flexible dentro del diseño, que almacene energía potencial y libere energía cinética en los momentos adecuados.
- **La seguridad**, con total certeza se trata de la cualidad más importante de este conjunto, está asociada a la capacidad de garantizar en todo momento que el contacto físico entre hombre y robot no ocasione daño o molestia. El hecho de que el sistema sea versátil favorece la rápida respuesta del mecanismo cuando se hace un correcto uso de sistemas activos de reacción a colisiones. Sin embargo, la alta rigidez articular beneficia la presencia de una alta impedancia mecánica de salida, característica poco deseable para la minimización de lesiones producidas por impactos inesperados.

Estas capacidades parecen ser metas contradictorias en lo que se refiere a actuación y control. Sin embargo, una correcta disposición de la elasticidad puede aportar parte de la inteligencia mecánica ya comentada, y necesaria para equilibrar estas exigencias. En este sentido, un enfoque particularmente interesante, y que ha inspirado este diseño, son los actuadores elásticos serie (SEA) [228]. Los cuales incluyen elementos elásticos en serie con la fuente de energía mecánica, aportando con ello varias propiedades beneficiosas tales como la controlabilidad de fuerza, baja impedancia mecánica, robustez ante cargas de impacto, mayor potencia y velocidad, y la capacidad de almacenamiento de energía mecánica. Bondades que parecen encajar perfectamente con el diseño de manipuladores centrado en humanos.

Las primeras reglas de diseño documentadas para este tipo de actuadores, y proporcionadas por Robinson [234], sugiere seleccionar elementos flexibles en función al ancho de banda de control deseado. En consecuencia, diferentes grupos de investigación ofrecen

diseños de SEA lineales (por ejemplo: [210] y [230]) y rotacionales (por ejemplo: [64], [144], [248] y [272]) que han demostrado éxito bajo este criterio. De hecho, la caracterización y comparación de estos diseños se reduce a un análisis del ancho de banda y de la densidad de potencia. Siendo la principal conclusión, la inevitable necesidad de seleccionar elementos elásticos rígidos o incluso muy amortiguado [110] para garantizar un buen desempeño, dado que el sistema actúa como un filtro mecánico paso bajo de segundo orden.

Otras investigaciones asocian el grado de flexibilidad con las propiedades dinámicas y la aplicación que se le pretenda dar al robot. Por ejemplo, en [271] se selecciona el valor de la rigidez articular para maximizar la energía almacenada por un robot humanoide durante la caminata, en [282] se estima el valor de rigidez para proteger a los actuadores de un robot en caso de un impacto indeseado, o en [74] se calcula el valor óptimo de rigidez para reducir el costo energético en tareas cíclicas. Frecuentemente la elección de un valor de rigidez favorece un comportamiento y contraviene otro, por lo tanto, es necesario aceptar algunas características poco deseadas, o conseguir una solución de compromiso entre el ancho de banda, la eficacia energética, la seguridad y la estabilidad.

Una alternativa, que no tiene por qué aceptar el diseño en compromiso de los actuadores elásticos series, pasa por el diseño de un dispositivo elástico articular cuya rigidez pueda ser lineal a trozos. Permitiendo de este modo el tránsito de una estructura rígida; con una mayor precisión de posición, mayor ancho de banda y dinámica más rápida; a una flexible con cualidades similares al SEA o incluso una aún más flexible con una impedancia mecánica de salida muy baja. Con esta intención, y teniendo presente en todo momento las capacidades mencionadas, se propone un mecanismo articular flexible con una rigidez articular variable que puede cambiar en función del estado de operación del manipulador y que será conocido a partir de ahora como MMJS (**Mechanism of Multiple Joint Stiffness**).

El MMJS es un mecanismo pasivo, que puede llegar a alcanzar al menos tres zonas de operación con diferentes valores de rigidez articular. Permiten una alta rigidez y precisión para bajas fuerzas de interacción (en condiciones normales), un valor medio de rigidez que puede ser aprovechado para maximizar una dinámica particular (aprovechamiento elástico), y una alta flexibilidad, que garantiza la seguridad cuando las fuerzas de interacción excede un umbral predeterminado, por ejemplo durante una colisión (condición segura).

La ventaja de este mecanismo es que permite limitar la fuerza máxima aplicada sobre el efector final, sin causar una reducción en el ancho de banda del controlador, sin inducir vibraciones indeseadas y sin producir errores estáticos. Esto evita la necesidad de un diseño en compromiso para lograr precisión y seguridad, como el presente en los SEA. La posibilidad de disponer de tres zonas de operación, con diferentes valores de rigidez y de umbrales programados, aporta una versatilidad con la que no cuenta otro embrague.

5.2.2 Configuraciones alternativas

El mecanismo propuesto es una articulación flexible con una rigidez articular que puede considerarse constante a trozos. Está compuesto de un conjunto de muelles lineales y un sistema de transmisión de salida que permite transformar la deflexión angular en un desplazamiento lineal útil para la compresión de los muelles. Tiene dos tipos de resortes lineales, que definen con su rigidez y precarga, la función de rigidez articular.

Para su diseño se ha elegido una configuración rotacional debido a que está permite una alta movilidad en la articulación y por lo tanto apoya el aspecto de versatilidad en todo el diseño. Además, se ha optado por la combinación de un motor eléctrico y una reductora para poder ofrecer alta potencia a una velocidad moderada.

El esquema cinemático de la arquitectura del actuador es reportado en la Figura 5.1a. La disposición de sus elementos atiende a la de un actuador elástico serie tradicional. Donde un motor eléctrico, solidario al eslabón predecesor, genera la potencia mecánica de la articulación. Luego una reductora amplifica el par, y los elementos flexibles conectan la salida de la reductora con el eslabón de salida. Esta configuración garantiza que la inercia de salida sea mínima al desacoplar la inercia reflejada del sistema motor-reductora y la de todos los componentes que preceden a los elementos elásticos. Si bien es cierto que existen otras configuraciones posibles (Figura 5.1b y 5.1c), donde el elemento elástico, la fuente de potencia mecánica y los muelles cambian su distribución; estas solo pueden aportar una ubicación remota de los muelles y la consiguiente reducción del tamaño, peso y volumen del actuador a costa de un notable incremento de la inercia de salida y el consiguiente aumento de la fuerza de contacto.

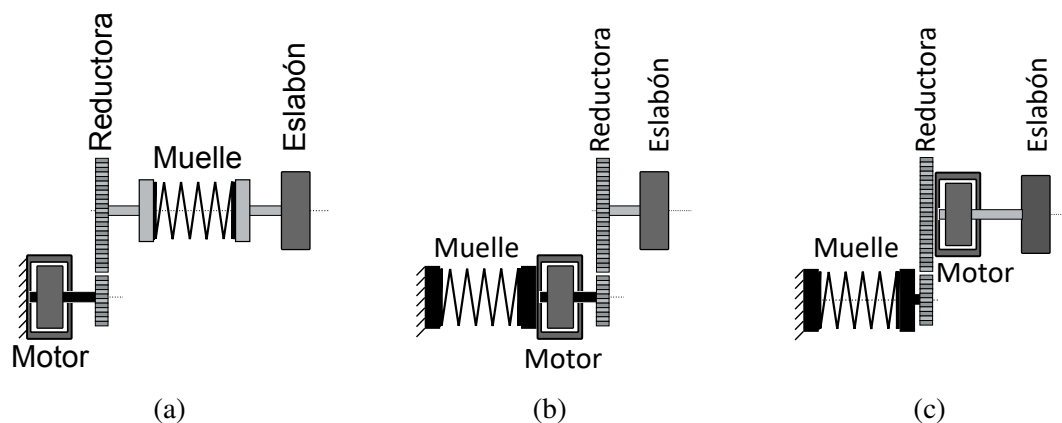


Figura 5.1 Esquema cinemático de las diferentes alternativas de configuración para la inclusión de elementos elásticos a nivel articular.

5.3 Diseño conceptual

En esta sección se describe el principio de funcionamiento del MMJS, y se obtiene paralelamente un conjunto de ecuaciones que permitirán su posterior modelo matemático. Es importante destacar, que durante el proceso de diseño se han tenido siempre presentes todas las consideraciones mencionadas en la sección anterior.

5.3.1 Mecanismo elástico simple

La Figura 5.2a muestra un mecanismo capaz de transformar un movimiento rotacional en un movimiento rectilíneo. Está compuesto por una manivela con corredera central, un rodillo, un pasador y un pistón. La manivela puede girar en torno al eje de rotación O , formando así un ángulo de deflexión β con respecto al eje x . La corredera interna de la manivela permite que el rodillo se pueda deslizar por el interior de la misma. Además, el rodillo es solidario al pistón, que tiene su movimiento restringido al eje y y mediante una segunda corredera.

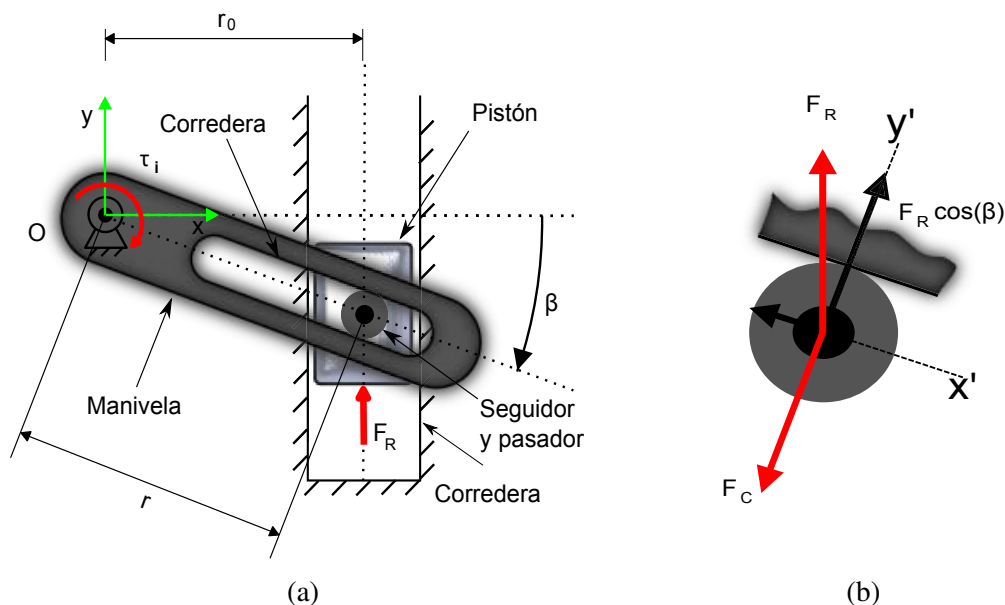


Figura 5.2 Origen del mecanismo: (a) manivela y doble corredera y (b) fuerzas en el seguidor.

Cuando un par τ_i es aplicado sobre la manivela, el contacto entre la corredera interna y el rodillo producirá una fuerza F_C que se trasmite al pistón por medio del pasador. Si se desea que el sistema mantenga el equilibrio estático, será necesario aplicar una fuerza apropiada F_R sobre el pistón, en la dirección del eje y positivo, como se muestra en la Figura 5.2a. La relación entre la fuerza F_R y el par τ_i se obtiene realizando el balance de fuerzas que actúan sobre el pasador (Figura 5.2b). Considerando que la distancia entre el eje de rotación y el pasador (r), varía en función de β según la relación $r = r_0 \sec \beta$, se puede demostrar que:

$$\frac{\tau_i}{F_R} = r_0 \quad (5.1)$$

donde se aprecia una relación de transmisión independiente del ángulo de deflexión, e igual a la distancia mínima que separa al eje de rotación del centro de la segunda corredera r_0 .

Para incorporar un comportamiento elástico en el sistema, se conecta un muelle entre el pistón y el extremo inferior de la segunda corredera (Figura 5.3a). Además, se añade un tope en el extremo superior de la segunda corredera, el cual limita el movimiento del pistón y mantiene una mínima compresión en el muelle. De esta manera se garantiza el equilibrio estático, pese a que el par τ_i sea igual a cero, dado que la fuerza de contacto entre el tope y el pistón compensa la ausencia del par τ_i (estado de equilibrio inicial).

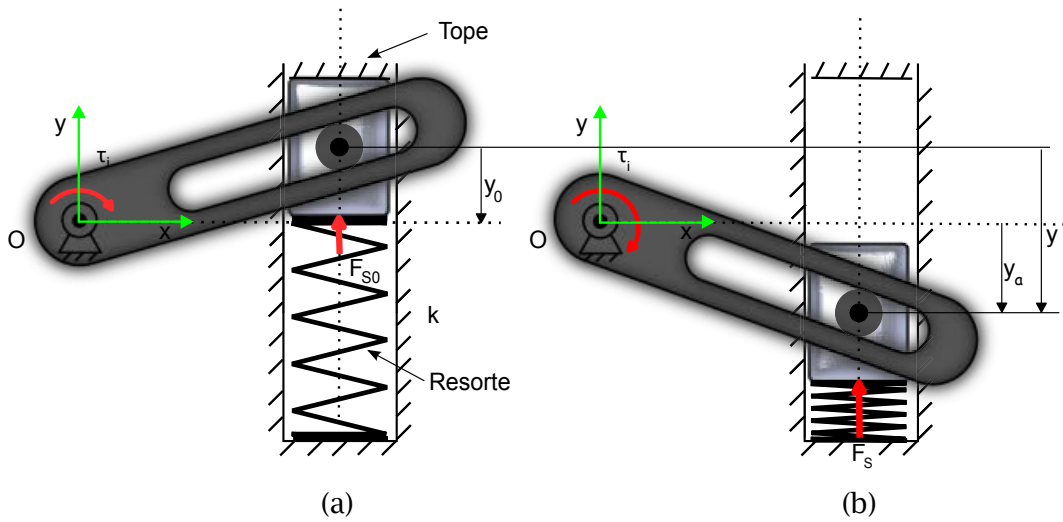


Figura 5.3 Mecanismo con resorte: (a) posición inicial de equilibrio (b) configuración general.

Ahora bien, considere que a partir del estado de equilibrio inicial (Figura 5.3a), un par externo τ_i comienza a ser aplicado sobre la manivela. Dicho par permite aumentar la fuerza de contacto entre la manivela y el pasador, intentando despegar el pistón del tope. Sin embargo, esto no ocurrirá hasta que la fuerza de contacto F_c no supere la fuerza producto de la precarga del muelle F_{s0} . De esta manera, el par externo requerido para iniciar el movimiento del pistón o par umbral (τ_{th}), puede ser descrito por

$$\tau_{th} = r_0 k s_0 \quad (5.2)$$

donde k y s_0 son la constante de rigidez y la compresión del muelle en el estado de equilibrio inicial respectivamente. Una vez que el par externo supera al par umbral, el pistón se despega del tope y el muelle comienza a ser comprimido, tal como se ilustra en la Figura 5.3b.

En función de la magnitud de τ_i , el pistón podrá deslizarse a lo largo de la segunda corredera, pudiendo alcanzar un máximo desplazamiento definido por la máxima compresión soportada por el resorte. Después que el pistón se ha despegado del tope, el par necesario para guardar el equilibrio estático puede obtenerse a partir de (5.1) y (5.2). Considerando la presencia del resorte, el par queda descrito por:

$$\tau_i = r_0 k (y + s_0) \quad (5.3)$$

donde y representa al desplazamiento del pistón. Que tal como queda descrito en la Figura 5.3b, está formado por la suma de la distancia que existe entre el pivote y el eje x (y_0), cuando el sistema está en el estado de equilibrio inicial, y el desplazamiento después de superado el par umbral (y_a), medido desde el eje x . Por lo tanto el desplazamiento del pistón definido en función del ángulo de deflexión es el siguiente:

$$y = r \sin \beta + y_0 \quad (5.4)$$

Por lo tanto, cuando el par de entrada se encuentra compensado por la fuerza del resorte, encontrándose el mecanismo en un estado de equilibrio estático, el par podrá ser definido en función del ángulo de deflexión β , y las características del muelle. De las expresiones (5.3) y (5.4), y considerando la relación geométrica entre r y β , se puede afirmar que:

$$\tau_i = r_0^2 k \left(\tan \beta + \frac{y_0 + s_0}{r_0} \right) \quad (5.5)$$

Por otro lado, la rigidez del mecanismo puede ser calculada diferenciando el par con respecto a la deflexión angular, obteniéndose

$$k_{eq} = r_0^2 k \sec^2 \beta \quad (5.6)$$

La Figura 5.4 muestra el par externo requerido para balancear la fuerza del resorte en función de la deflexión angular. El rango de deflexión está definido por la ubicación del tope superior de la segunda corredera ($\beta_{min} = \tan^{-1} \frac{y_0}{r_0}$), y la máxima compresión posible del muelle (β_{max}). La precarga del muelle permite que la deflexión sea aproximadamente nula (alta rigidez) hasta que el par externo supera el par umbral. Posterior a esto, el par externo aumenta progresivamente dependiendo de la distancia que separa al eje de rotación de la segunda corredera y de la rigidez del muelle instalado, como queda expresado en la ecuación (5.6). En este ejemplo se ha considerado $r_0 = 5cm$, $k = 5000N/m$, $y_0 = 0,5cm$ y $s_0 = 2cm$.

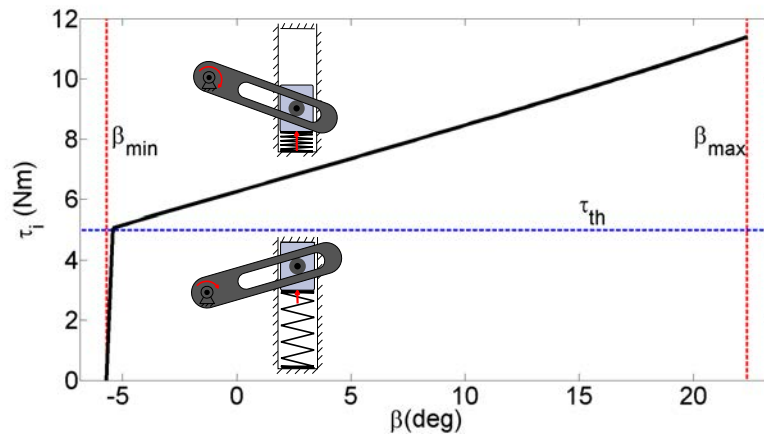


Figura 5.4 Par externo vs deflexión angular del mecanismo.

5.3.2 Mecanismo elástico doble

En la Figura 5.5a se considera un mecanismo similar al descrito en el apartado anterior. Este cuenta con el mismo sistema de manivela, pistón, resorte y corredera descrito previamente. Pero se ha extendido la longitud de la segunda corredera, permitiendo la incorporación de un segundo pistón y un segundo resorte. En esta configuración el muelle principal (de rigidez k_1 y precarga F_{1s0}) es conectado entre el primer pistón y el segundo pistón, mientras que el muelle secundario (de rigidez k_2 y precarga F_{2s0}) se conecta entre el segundo pistón y el extremo inferior de la segunda corredera.

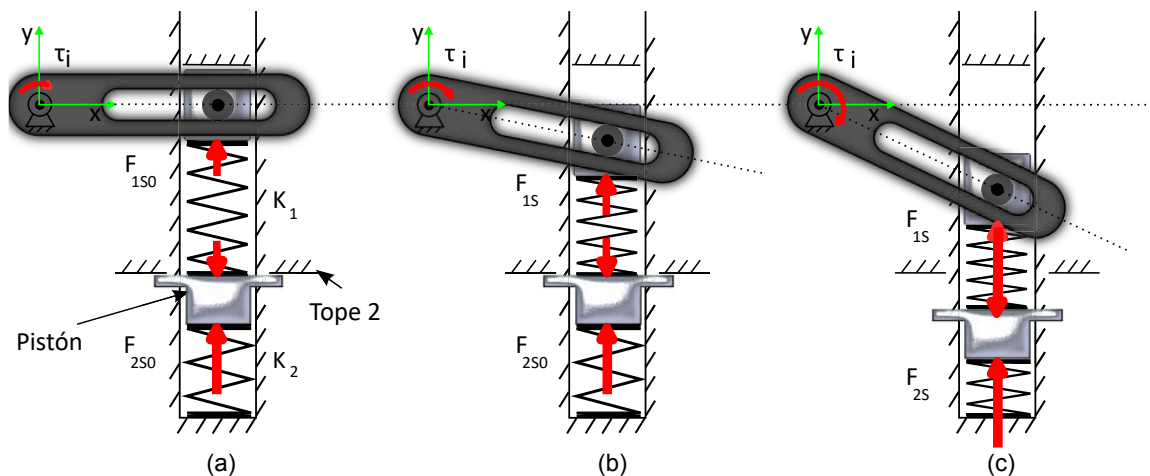


Figura 5.5 Mecanismo Elástico Doble (DSM): (a) posición inicial de equilibrio, (b) primer estado de rigidez y (c) segundo estado de rigidez.

Además, gracias a un segundo tope y las dos aletas dispuestas en el segundo pistón, es posible mantener una precarga mayor en el segundo resorte que en el primero, y aun así

garantizar el equilibrio estático de todo el mecanismo, incluso cuando el par externo es igual a cero.

Ahora, considere que $k_1 > k_2$ y que $F_{1s0} < F_{2s0}$. De esta forma, y partiendo desde el estado de equilibrio inicial (Figura 5.5a), cuando un par externo τ_i comienza a ser aplicado sobre la manivela, el pistón superior no comienza a moverse hasta que el par aplicado no supere el umbral inicial escrito en (5.2). Donde k y s_0 corresponden a la rigidez y compresión inicial del resorte principal.

Cuando el par externo supera al par umbral, el muelle principal comienza a ser comprimido, y a medida que aumenta el par aplicado, aumenta la fuerza que ejerce el muelle principal sobre el pistón inferior (Figura 5.5b). El pistón inferior no se mueve debido a que la precarga del muelle inferior es aún mayor que la fuerza ejercida por el muelle principal. Al igual que en el mecanismo de resorte simple, el par necesario para mantener el equilibrio estático de este mecanismo, puede ser descrito por la ecuación (5.5).

Sin embargo, cuando la magnitud del par externo es suficiente grande, como para que la fuerza producto de la compresión del muelle principal sea comparable con la precarga del muelle secundario F_{2s0} , el pistón inferior comienza a desprenderse de su tope y el muelle secundario comienza a ser comprimido (Figura 5.5c). El par externo necesario para poder comenzar el movimiento del pistón inferior es denominado par umbral secundario, y queda descrito por:

$$\tau_{th2} = r_0 k_2 s_2 \quad (5.7)$$

donde s_2 es la compresión del muelle secundario en el estado de equilibrio inicial. Una vez superado este par umbral, la manivela podrá comprimir ambos resortes, los cuales trabajarán en una configuración serie.

De esta forma, al plantear las ecuaciones de equilibrio sobre el pistón superior e inferior (Figura 5.5c), se puede demostrar que el par necesario para que el sistema esté en equilibrio viene dado por:

$$\tau_{i2} = \frac{k_1 k_2 r_0^2}{k_1 + k_2} \left(\tan \beta + \frac{s_0 + s_2 + y_0}{r_0} \right) \quad (5.8)$$

Si el par externo aplicado sobre la manivela es superior que τ_{th2} , se puede conseguir también la rigidez articular equivalente del mecanismo, diferenciando (5.8) con respecto a la deflexión angular se obtiene:

$$k_{eq2} = \frac{k_1 k_2 r_0^2}{k_1 + k_2} \sec^2 \beta \quad (5.9)$$

Igualando (5.5) y (5.8) se puede obtener el ángulo β en el cual el par externo supera a τ_{th2} . Donde la rigidez equivalente del mecanismo cambia de (5.6) a (5.9):

$$\beta_{th} = \arctan \left(\frac{k_2 s_2 - k_1 (s_0 + y_0)}{k_1 r_0} \right) \quad (5.10)$$

La Figura 5.6 muestra el par externo requerido para balancear el DSM (Double Spring Mechanism), en función a la deflexión angular. Se pueden identificar tres estados de trabajo, el estado inicial ocurre mientras el par externo no sea superior τ_{th} , la precarga del muelle principal evita un desplazamiento significativo de la manivela (rigidez alta). El primer estado de flexibilidad ocurre después de superado τ_{th} , únicamente el muelle principal es comprimido y el par queda descrito por (5.6). Finalmente, cuando el par externo supera τ_{th2} , comienza un segundo estado flexible, el muelle secundario se incorpora al sistema y dado que se ha seleccionado una configuración donde $k_1 > k_2$, se observara una mayor compresión del muelle secundario en comparación al principal, a medida que el par se incrementa (rigidez baja). Además, la Figura también señala otros puntos de interés como β_{min} , β_{max} y β_{th} , los cuales permiten describir el rango de trabajo de estos estados. Los parámetros utilizados en este ejemplo son $r_0 = 5cm$, $k_1 = 5000N/m$, $y_0 = 0,5cm$, $s_0 = 2cm$, $k_2 = 500N/m$ y $s_2 = 0,32m$.

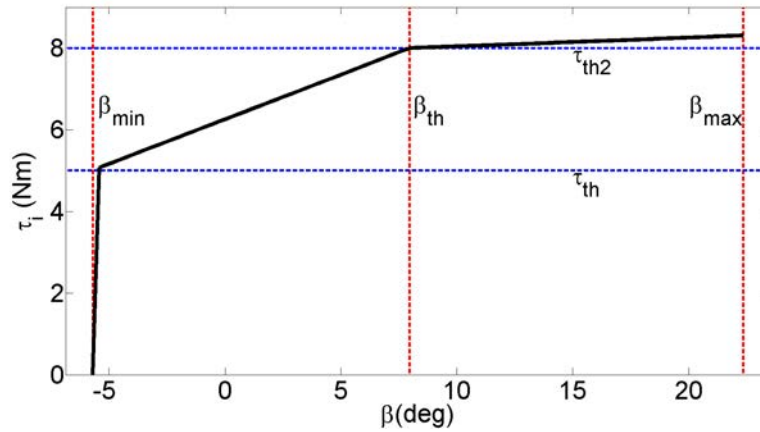


Figura 5.6 Par externo vs deflexión angular del DSM.

5.3.3 Diseño de la manivela

El principio de funcionamiento del DSM tiene como una de sus principales virtudes la de conseguir una rigidez articular fácilmente programable y de forma muy próxima a una función lineal a trozos con respecto a su deflexión. Pero para que esta última condición se pueda cumplir el perfil de la corredera interna de la manivela juega un papel fundamental. Como es posible observar en la Figura 5.7, si se mantiene un perfil recto en la manivela, el ángulo de presión A_p será distinto a 0° en cuanto la posición sea distinta a la inicial (Figura 5.7b), por lo que la línea de contacto dejará de ser colineal con el movimiento descrito por el seguidor “de traslación de rodillo”. Esto causa un efecto de no linealidad en la rigidez

articular, ya que la transmisión de la fuerza será dependiente de la componente de la fuerza transmitida por la manivela hacia el rodillo variando en función de $A\beta$.

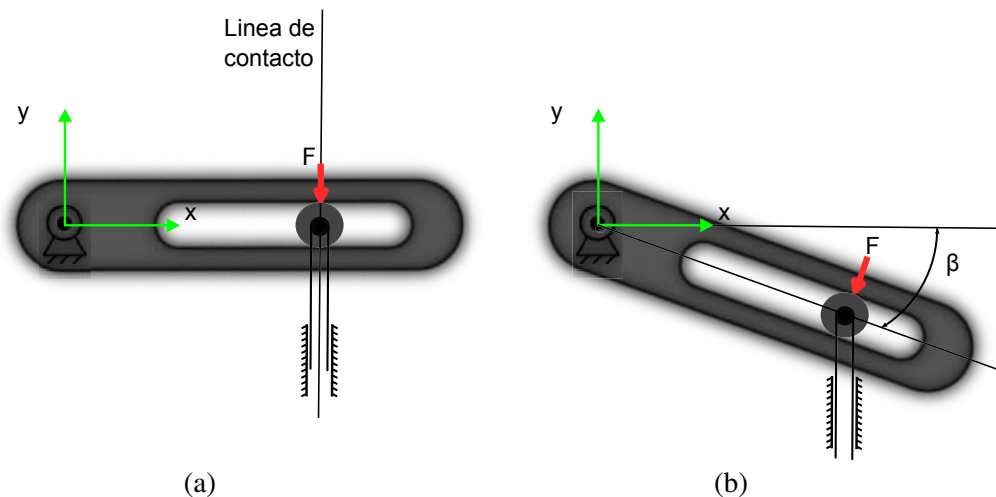


Figura 5.7 Ilustración del cambio en el ángulo de presión en función de β : (a) posición inicial (b) rotación de la leva de un ángulo β .

Para poder determinar el perfil de la manivela que permita mantener una línea de contacto con un ángulo de presión igual a 0° , se ha hecho uso de un método gráfico iterativo ilustrado en la Figura 5.8a. Normalmente en el diseño de levas se suele partir del movimiento que se desea que el seguidor describa, teniendo en cuenta la continuidad tanto de $y(\beta)$ como de sus respectivas derivadas, pero en este caso, en el procedimiento se impone la perpendicularidad para todo β , entre el perfil de la manivela y la línea descrita por el movimiento del rodillo o seguidor.

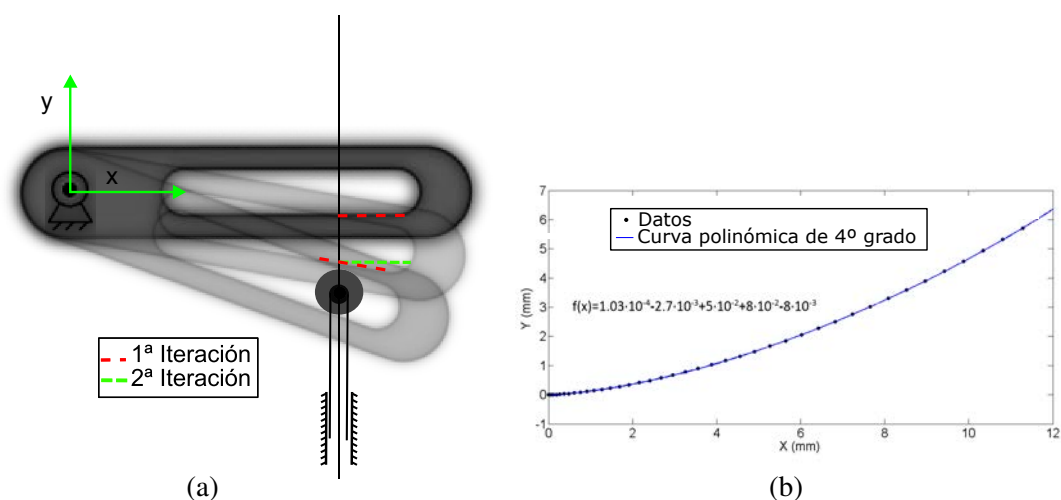


Figura 5.8 Proceso iterativo seguido para el diseño del perfil para un $\Delta\beta$: (a) iteraciones y (b) Resultado obtenido para un $\Delta\beta = 1$ con interpolación de curva polinómica de 4° .

Entonces, conociendo la necesidad de un perfil que va desde $\beta = 0^\circ$ hasta un $\beta = 40^\circ$, se realizan 40 iteraciones con un $\Delta\beta = 1^\circ$, en las que se dibuja un segmento tangente al rodillo y perpendicular a la línea de movimiento del seguidor, obteniendo los puntos que mediante la interpolación de una curva polinómica de 4^{ta} grados definen el perfil deseado para la manivela, como se observa en la Figura 5.8b.

5.4 Diseño mecánico

5.4.1 Prototipo MMJS

En base al principio de funcionamiento del mecanismo de doble muelle descrito en la sección anterior, se ha diseñado una articulación robótica que dispone de rigidez articular múltiple. La articulación está formado por una placa base, una leva, dos seguidores, tres soportes, una guía lineal y dos carros, tal como se puede apreciar en la Figura 5.9. La manivela presente en el mecanismo de la Figura 5.5 ha sido sustituida por una leva, la cual puede rotar alrededor de un eje de giro que está fijado sobre la placa base. Dependiendo de la dirección del giro de la leva su contorno empuja a uno de los dos seguidores. Ambos seguidores están fijados al primer soporte, el cual puede empujar al sistema de muelles.

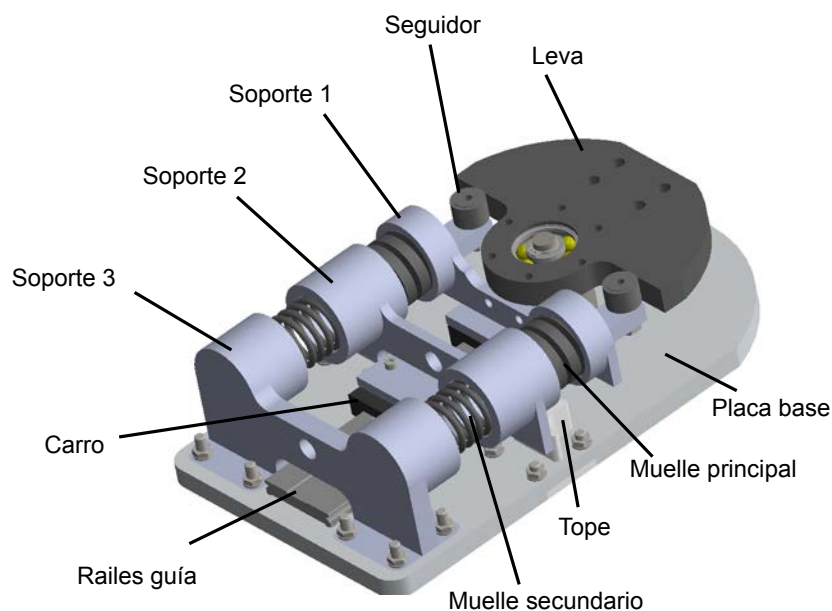


Figura 5.9 Modelo CAD del prototipo MMJS.

La corredera de la Figura 5.5, que permitía que los dos pistones deslizaran en el mismo eje, se ha implementado a través de una guía lineal y dos carros (ver Figura 5.9). El carro que está más próximo al eje de rotación de la leva sostiene al primer soporte, tiene como tope superior al propio eje de giro de la leva y su función es transmitir la fuerza ejercida por la leva al conjunto de muelles de mayor rigidez. El segundo carro alberga al segundo soporte, tiene como tope superior un par de chavetas ajustadas a la placa base, y su función es transmitir la fuerza de los resortes de alta rigidez a los resortes de baja rigidez. Como tope inferior se dispone de un tercer soporte, que está fijado sobre la placa base y sostiene al otro extremo del muelle más flexible. La distancia que existe entre los topes y el tamaño de los muelles seleccionados, determinan la precarga que existe tanto en los muelles rígidos como en los muelles flexibles.

La placa base del prototipo permite alojar a los componentes. De igual forma la leva tiene una doble función, empujar a los seguidores y fijar solidariamente el eslabón de salida. Otra particularidad del prototipo, es que todos los soportes están diseñados para poder albergar dos muelles dispuestos en paralelo. Esto permite alcanzar una mayor rigidez articular en el sistema de muelles principales, reducir la longitud del prototipo, y conseguir un correcto compromiso entre el par umbral y la máxima deflexión que puede obtenerse tras la precarga de los resortes secundarios.

Si se aplica una carga externa como se observa en la Figura 5.10, se genera un ángulo de deflexión β , produciéndose el deslizamiento de los soportes 1 y 2 en la dirección de la guía (dependiendo de la magnitud del par). Hay un límite mecánico para la máxima deflexión, este se dará cuando los resortes de baja rigidez lleguen a su máxima compresión, en este punto los resortes llegan a su longitud sólida. Para evitarlo, los soportes encamisan los resortes, de tal manera que cuando se produce la máxima compresión las camisas superior e inferior se encontrarán, tal como se puede apreciar en la Figura 5.10c.

5.4.2 Modelado y simulación

Se han realizado varias simulaciones sobre el MMJS con el fin de analizar su desempeño. El diseño mecánico de los componentes del sistema fue desarrollado en *Solidwork* y la simulación de su comportamiento se ha realizado utilizando *Matlab/Simulink* con *SimMechanicsToolbox*. El modelo dinámico considera la masa de cada componente (leva, soporte, carros, placa base, etc.), su disposición espacial, un modelo del contacto entre la leva y los seguidores, un modelo de contacto para los elementos de retención, el comportamiento elástico de los muelles y un amortiguamiento que representan la fricción entre carros y guía lineal.

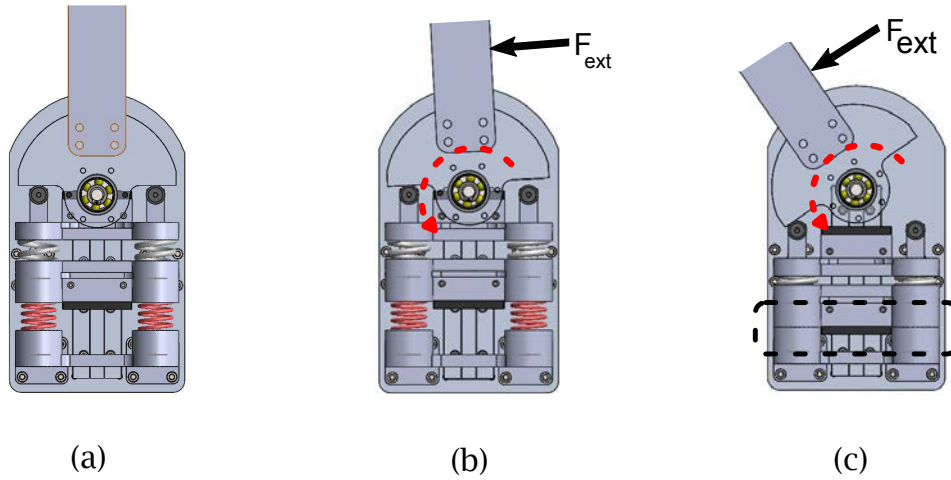


Figura 5.10 Fuerza externa sobre el MMJS: (a) posición inicial; (b) se ejerce una pequeña fuerza externa produciéndose la compresión de los resortes principales y una $\beta < \beta_{th}$; (c) la camisa superior e inferior del resorte secundario se encuentran, como se aprecia en el interior del contorno punteado, debido a que la fuerza externa los ha comprimido hasta su longitud sólida, siendo $\beta = \beta_{max}$.

La Figura 5.11a muestra los resultados del análisis cuasi-estacionario del modelo. En él, un par externo es aplicado sobre la leva en ambas direcciones, hasta alcanzar el límite de máxima deflexión. Como resultado, se puede apreciar que la deflexión articular no cambia mientras el par externo sea inferior al valor del primer umbral. Luego, al superar el primer umbral, la deflexión articular comienza a aumentar proporcionalmente al aumento del par externo aplicado. Finalmente, esta tasa de variación, de la deflexión en función del par, aumenta drásticamente cuando el par externo es mayor al valor del segundo par umbral. Para esta simulación se han seleccionado el siguiente conjunto de valores: $r_0 = 5cm$, $k_1 = 33,3kN/m$, $k_2 = 4,3kN/m$, $y_0 = 0m$, $s_0 = 1,58mm$ y $s_2 = 34,7mm$.

La Figura 5.11b ilustra el comportamiento del prototipo desde el punto de vista de la rigidez articular. Un par inferior al primer umbral produce una rigidez muy alta (aproximadamente $5Nm$ en esta simulación), ideal para operaciones que requieren alta precisión. Un par con un valor comprendido entre el primer y segundo umbral, produce una rigidez con poca variaciones y que es directamente proporcional a la rigidez de los resortes primarios, zona de operación útil para maximizar algún criterio de desempeño. En último lugar, si el par externo supera el segundo umbral (aproximadamente $15N$ en esta simulación), la rigidez decrece considerablemente para garantizar el desacoplo de las inercias en caso de colisión.

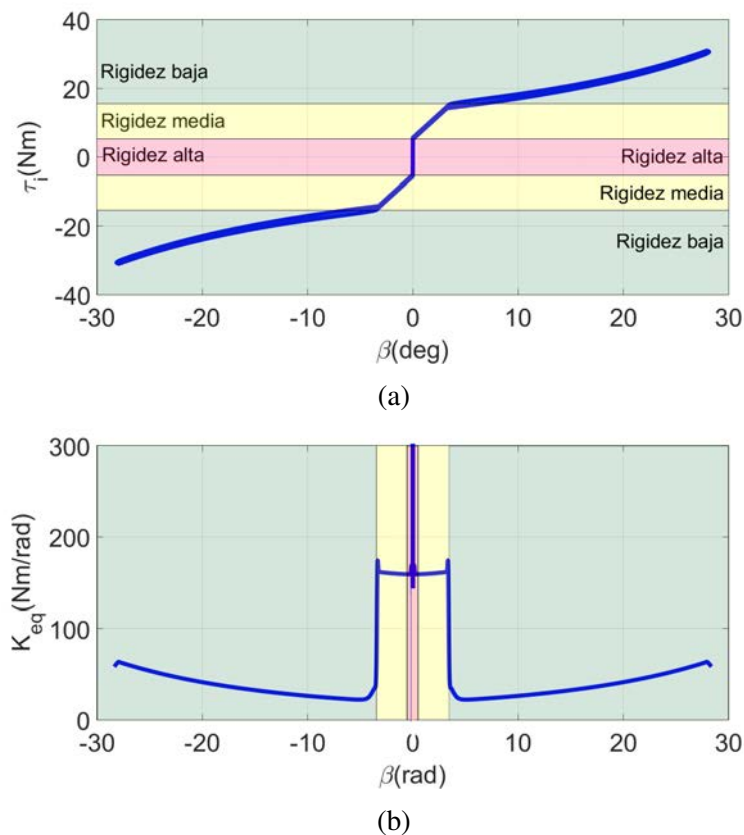


Figura 5.11 Resultados de la simulación para la colisión estática: (a) par elástico articular en función a la deflexión y (b) rigidez articular en función a la deflexión.

5.4.3 Implementación

El prototipo del MMJS fue construido y se puede apreciar en la Figura 5.12. Todos los componentes han sido fabricados en aluminio 7075 a excepción del eje que es de acero F-1252 bonificado. El eje, la placa base y la leva han sido diseñados para la implementación de una nueva iteración, por ello se le han dado unas dimensiones superiores a las propias del diseño inicial de este prototipo. Además, la placa base tiene en la parte posterior un injerto, con un vaciado para albergar el eje del conjunto motor-reductora (Figura 5.12b).

El prototipo es fácilmente rearmable, lo que permite evaluar diferentes combinaciones de muelles y precargas. Con estas variaciones es posible ajustar la rigidez articular y los umbrales de par. La deflexión de la articulación es limitada por la máxima compresión permisible de los resortes y la longitud de sus camisas, especialmente la de los resortes secundarios que están expuestos a una mayor compresión al ser de menor rigidez y estar precargados. Se seleccionó para los muelles principales modelos helicoidales de sección rectangular, ya que aportan una mayor rigidez con menor tamaño, y para los resortes secundarios modelos

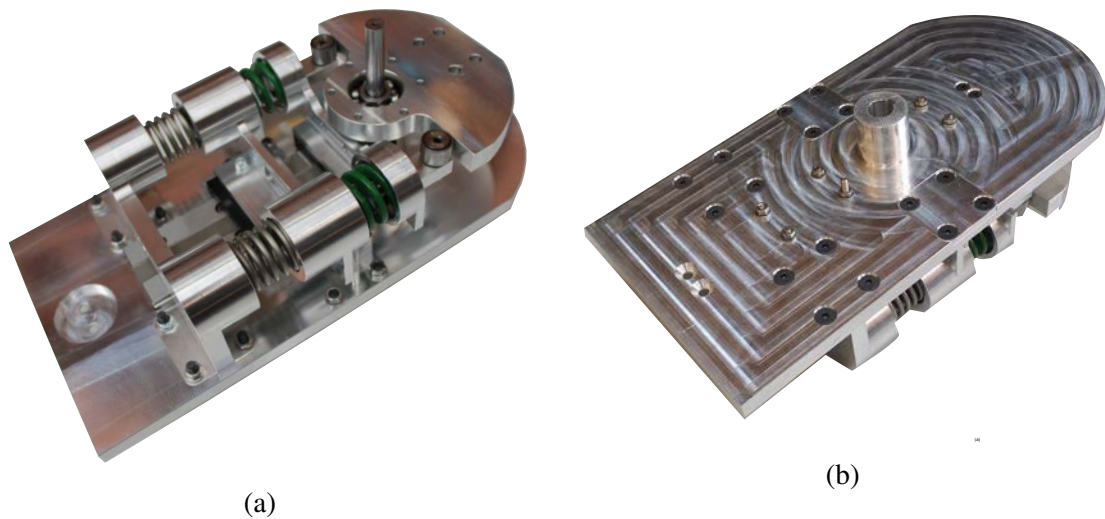


Figura 5.12 Vista isométrica del prototipo MMJS: (a) vista frontal y (b) vista posterior.

helicoidales con alambre redondo, para conseguir una longitud de trabajo mayor. Por otra parte, la guía lineal fue seleccionada asegurando que se produciría un correcto deslizamiento del patín dentro del rango de momentos rotacionales que se producirán durante los ensayos.

Los seguidores están alineados con el eje de rotación de la leva cuando no existe un par externo aplicado ($\tau_i = 0$). La distancia entre el eje de rotación de la leva y el centro de cualquiera de los seguidores es constante ($r_0 = 5\text{cm}$). Los resortes secundarios poseen una rigidez de $4,3\text{kN/m}$ y una precarga de 282N , y cuatro diferentes resortes son utilizados como principales, con rigidez que varía entre $15,4\text{kN/m}$ y 94kN/m . En la Tabla 5.1 se listan las dimensiones y otros parámetros del prototipo.

Tabla 5.1 Especificaciones del MMJS.

Parámetros	Unidades	Valor
Max. ángulo de deflexión	rad	0,63
Min. alta rigidez	Nm/rad	77
Max. alta rigidez	Nm/rad	470
Longitud	mm	230
Ancho	mm	150
Peso total	kg	3
τ_{th}	Nm	14,5
Max. $\beta_{th}(k_1=15400\text{ N/m})$	rad	0,18
Min. $\beta_{th}(k_1=94000\text{ N/m})$	rad	0,05

5.5 Modelo matemático del sistema de actuación elástico

El sistema de actuación elástico está compuesto por tres elementos: un motor DC, una reductora planetaria y el mecanismo elástico articular diseñado (MMJS). La interacción de estos elementos queda descrita a través del modelo mecánico simplificado que se ilustra en la Figura 5.13.

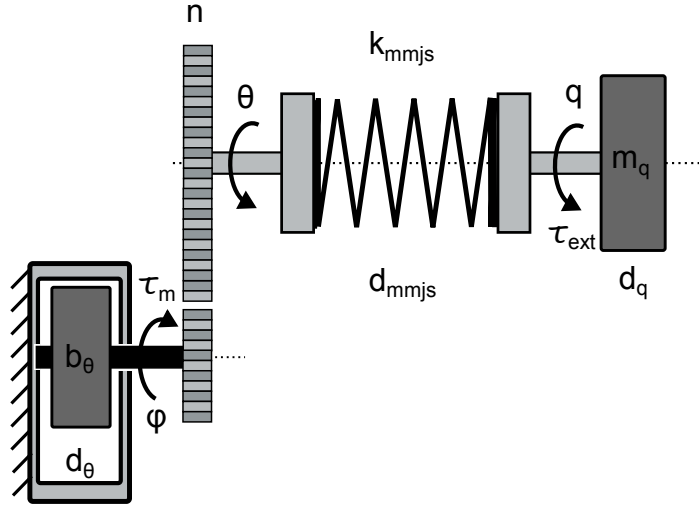


Figura 5.13 Modelo mecánico del sistema de actuación elástico.

Se trata de dos cuerpos dirigidos en rotación, el de inercia b_θ representa a la masa asociada al motor y sistema reductor, mientras el de inercia m_q representa al eslabón de salida. Ambas masas, están sometidas a un amortiguamiento viscoso d_θ y d_q respectivamente, y se encuentran separadas por un elemento elástico k_{mmjs} . Este elemento elástico representa a la rigidez articular equivalente del MMJS y también posee un amortiguamiento intrínseco representado por la variable d_{mmjs} .

El conjunto es abordado como un sistema de dos entradas, donde τ_m representa al par aplicado sobre la inercia del motor y τ_{ext} figura como una entrada externa que actúa directamente sobre la inercia de carga, y que puede provenir de la interacción con los seres humano. Además, si ϕ , θ y q representan a la posición del eje motor, de la salida de la reductora y del eslabón de salida respectivamente. Entonces, la dinámica del sistema puede ser formulada como:

$$m_q \ddot{q} + d_q \dot{q} - \tau_e = \tau_{ext} \quad (5.11)$$

$$b_\theta \ddot{\phi} + d_\theta \dot{\phi} + \frac{\tau_e}{n} = \tau_m \quad (5.12)$$

donde n representa a la relación de transmisión de la reductora y τ_e es el par elástico producto de la deflexión articular β , definida en este caso como la diferencia entre la posición del eslabón de salida y la salida de la reductora ($\beta = \theta - q$).

El comportamiento elástico de la articulación quedó descrito en la sección 5.3. Sin embargo, un modelo integral del mecanismo puede ser planteado ahora, para ello se considera inicialmente que la precarga del muelle principal del MMJS es despreciable y se incorpora el amortiguamiento intrínseco d_{mmjs} . De esta manera el par elástico articular puede ser descrito a través de una función a trozos de la forma:

$$\tau_e = \begin{cases} 2r_0^2 k_1 \left(\tan \beta + \frac{y_0 + s_0}{r_0} \right) + d_{mmjs} \dot{\beta} & |\beta| \leq \beta_{th} \\ \frac{2k_1 k_2 r_0^2}{k_1 + k_2} \left(\tan \beta + \frac{s_0 + s_2 + y_0}{r_0} \right) + d_{mmjs} \dot{\beta} & |\beta| > \beta_{th} \end{cases} \quad (5.13)$$

De igual forma, la rigidez del mecanismo puede ser representada a través de una función a trozos, y haciendo uso de las ecuaciones (5.6) y (5.9), se tiene:

$$k_{mmjs} = \begin{cases} 2r_0^2 k \sec^2 \beta & |\beta| \leq \beta_{th} \\ \frac{2k_1 k_2 r_0^2}{k_1 + k_2} \sec^2 \beta & |\beta| > \beta_{th} \end{cases} \quad (5.14)$$

Finalmente, y a los efectos del diseño del sistema de control, en la Figura 5.14 se ilustra un diagrama de bloques que describe con precisión la dinámica del sistema de actuación elástico propuesto. La velocidad del motor, la posición del eslabón de salida y la deflexión articular, servirán como variables de realimentación primarias en las arquitecturas de control que se examinan en el siguiente capítulo. Por lo tanto el diagrama de bloques, así como la ecuación (5.13), ocupa un lugar destacado en el posterior análisis de este mecanismo.

Cabe señalar que la inclusión de inercia de salida del actuador m_q en los modelos de actuadores elásticos no es universal en toda la literatura. De hecho, dejar de lado este término es algo común (ver por ejemplo: [228], [234], [263] y [275]) y útil para sistemas con insignificante inercia de salida o aquellos sistemas donde únicamente se requiere un análisis de pasividad [275]. Sin embargo, muchos robots centrados en humanos tienen una apreciable inercia de salida, por lo tanto su inclusión proporciona una representación más exacta del sistema, favoreciendo un análisis más realista de la impedancia mecánica de salida e influye en la estabilidad del sistema, como se demostrará en el siguiente capítulo.

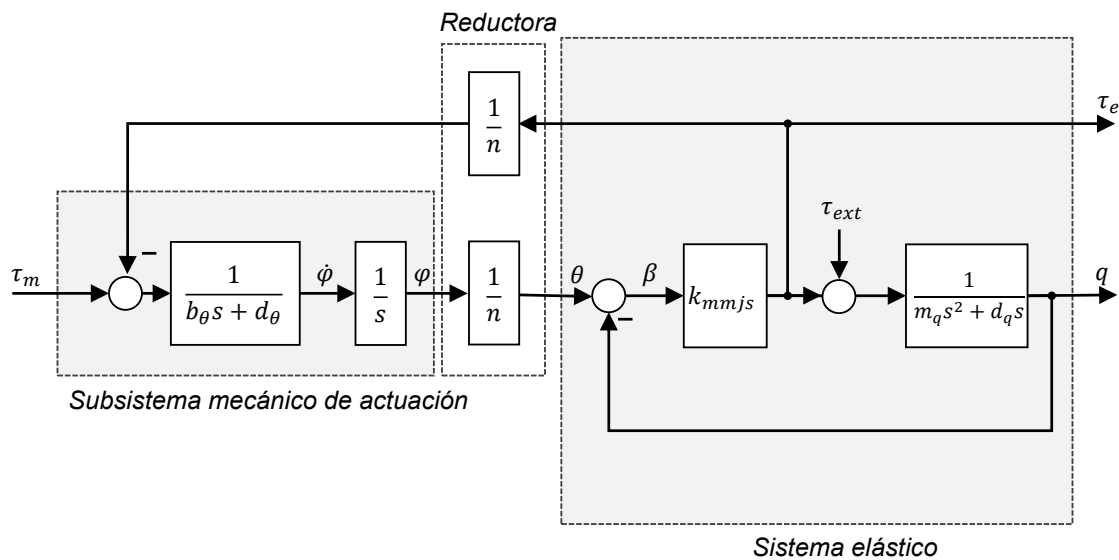


Figura 5.14 Modelo del actuador y MMJS utilizado para el análisis del control.

5.6 Resumen

En este capítulo se presenta los detalles del diseño e implementación de un nuevo sistema elástico articular conocido como: Mecanismo de múltiple rigidez articular (MMJS por sus iniciales en inglés: Mechanism of Multiple Joint Stiffness). Se trata de un sistema mecánico pasivo que está diseñado para mejorar el desempeño y la seguridad de brazos robóticos, especialmente de aquellos que tienen como finalidad compartir espacio de trabajo con otros robots o con seres humanos. El mismo, consiste en un conjunto de muelles lineales, precargados y dispuestos de manera que permite aprovechar las ventajas de los actuadores elásticos serie y limitar el máximo par aplicable durante un contacto inesperado.

El MMJS puede ser considerado un dispositivo de rigidez variable, dado que posee tres zonas de operación con diferentes valores de rigidez, que pueden ser configuradas durante el diseño, atendiendo las necesidades particulares de la aplicación. El lector puede encontrar en este capítulo un análisis de las necesidades del diseño, el planteamiento de las alternativas de implementación, la explicación de su funcionamiento, los detalles de su implementación física y el desarrollo del modelo matemático que describe su dinámica.

Capítulo 6

Control y análisis en lazo cerrado del MMJS

6.1 Introducción

En el Capítulo 4 se consideró la inclusión de un dispositivo elástico articular dentro de la morfología de un manipulador asistencial. De igual forma, se diseñó un controlador desacoplado de posición y rigidez, que permitió evaluar el desempeño de este tipo de dispositivos desde el punto de vista del seguimiento de trayectorias articulares típicas y la reducción del riesgo de lesión. Además, durante su desarrollo se consideraron las particularidades propias del sistema de rigidez variable AwAS y del manipulador asistencial ASIBOT, obteniendo un controlador centrado en la regularización de la posición articular y la posición de los muelles del sistema elástico con respecto al eje de rotación.

Dicho controlador, parece ser una extensión natural de los controladores diseñados para la reducción de los efectos no deseados de las articulaciones flexibles, los cuales suelen centrarse en la *regularización de la posición articular*, a través de estrategias que no solo incluyen a la linealización por realimentación [54, 57, 255], como en este caso, sino también la realimentación PD [59, 268], el backstepping [31] o el control adaptativo [78, 166].

En todo caso, el desacoplo de inercias, así como el correcto seguimiento de la posición articular, demostraron entonces (Capítulo 4) los beneficios que un sistema elástico de este tipo puede ofrecer sobre la seguridad, cuando se trata de atenuar los efectos producidos por impactos inesperados. Sin embargo, gran parte de las técnicas de control basadas en la regulación de variables de salida específicas, como la posición o la fuerza de un robot, son insuficientes para manejar de forma fiable tareas de contacto e interacción, y aprovechan la presencia del elemento elástico solo en forma parcial.

En el presente capítulo se pretende aprovechar la baja impedancia mecánica de salida ofrecida por los actuadores elásticos para poder mejorar la interacción directa con los seres humanos y mantener los criterios de seguridad. Para ello, se aborda el control del mecanismo elástico diseñado en el capítulo anterior, desde un punto de vista más próximo al control flexible articular visto en aplicaciones de control híbridas posición/fuerza [80], en el control de Zollo [311], o más particularmente en el control elástico de la impedancia [206], en el cual se define una relación dinámica deseada entre el movimiento y la fuerza de un robot, en lugar de la modulación de estas variables individuales. Es importante destacar también, que la capacidad de ofrecer una baja impedancia de salida en lazo cerrado con actuadores elásticos serie está bien documentada [79, 234]. Sin embargo, y pese a la importancia que tiene este concepto para el diseño de dispositivos hápticos o de robots con interacción física segura, a menudo los investigadores suelen renunciar a un estudio exhaustivo del control de impedancia de SEA, para concentrarse en el diseño del actuador electromecánico o el logro de resultados prácticos para aplicaciones específicas [208].

Otra diferencia importante que este capítulo presenta en relación con el Capítulo 4, es la relativa a las señales realimentadas. El controlador del VSA planteado requirió una realimentación de estado completa, donde las ganancias del controlador parecen tener una interpretación física poco intuitiva. En su lugar, el controlador del MMJS descrito en este capítulo se basa en el uso de múltiples lazos de realimentación en cascada, los cuales asignan un significado físico de cada una de las ganancias de realimentación del estado. En este sentido, la mayoría de los resultados existentes se basan en sintonía empírica [184, 229], y por ello en este capítulo se proponen algunas técnicas de sintonización y rangos de ganancia para la sintonización de los controladores, muchas de las cuales están basadas en conceptos tan importante para el contacto físico como la pasividad.

La información de este capítulo está organizada en cuatro secciones. En la sección 6.1 se ofrece una descripción general del sistema de control a bajo nivel del mecanismo, justifica la inclusión de un lazo de velocidad dentro del conjunto de controladores en cascada y describe el proceso seguido para la sintonización de los dos lazos de control más internos. Luego, en la sección 6.2, se describen las características del control de par elástico articular en función al ancho de banda y a la impedancia mecánica de salida observada hasta el momento. Además, se analiza el controlador en términos de la estabilidad del sistema en contacto físico con otro sistema. Finalmente, la sección 6.3 ofrece información relevante al lazo de control más externo (control de impedancia), junto a los detalles más relevantes de la dinámica del sistema ya con todos los lazos de control sintonizados.

6.2 Estructura de control

6.2.1 Control a bajo nivel

La estructura de control que regula el comportamiento de las articulaciones flexibles está condicionada en gran medida al tipo de sistema de actuación utilizado. Si bien, diferentes tecnologías han sido utilizadas para su implementación [221, 233], ésta se aplica más comúnmente sobre actuadores electromecánicos con relación de transmisión alta, debido a que los efectos de la elasticidad complementan a esta tecnología en términos de la impedancia mecánica de salida [211]. Particularmente el *MMJS* utiliza un motor de corriente continua con imanes permanentes de alto desempeño; condición que favorecerá la versatilidad, movilidad e independencia del manipulador que lo contenga.

El modelo dinámico de dicho actuador queda descrito en el diagrama de bloques de la Figura 6.1. En la cual, u_m representa la tensión de alimentación del motor, i_m es la corriente de armadura, τ_m es el par mecánico producido por el motor, τ_{em} es un par externo que actúa sobre el rotor (de origen elástico en este caso), $\dot{\varphi}$ es la velocidad de rotación y φ es la posición del rotor. Además, en el diagrama aparecen un conjunto de coeficiente propio, donde: l_m es la inductancia de armadura, r_m es la resistencia equivalente de armadura, k_a es la constante de par, b_θ es la inercia equivalente del rotor y la reductora, d_θ es la fricción viscosa vista por el rotor y k_m es la constante de velocidad del motor.

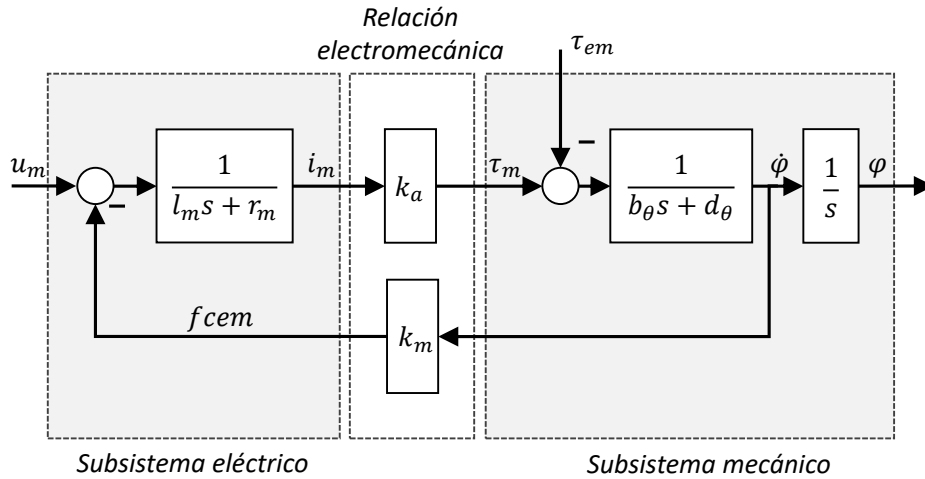


Figura 6.1 Diagrama de bloques del motor eléctrico de corriente continua alimentado por inducción.

En este caso, es posible apreciar que el actuador dispone de dos dinámicas bien diferenciadas: la contenida en el denominado subsistema eléctrico, cuya variable de estado es i_m ;

y la presente en el subsistema mecánico, cuyas variables de estado son: ϕ y φ . Dado que el subsistema eléctrico es mucho más rápido que el subsistema mecánico y que la variable interna i_m puede ser medida fácilmente, suele ser conveniente la inclusión de un lazo de control interno, que regule la corriente del motor y consecuentemente el par motor que acelera al rotor y al sistema de reducción.

En este sentido, el control de la corriente de armadura se traduce en el control del par motor, pues estas variables son directamente proporcionales ($\tau_m = k_a i_m$). Si se considera de forma aislada el control de corriente, tal como se ilustra en la Figura 6.2, se puede suponer que el efecto de la fuerza contra electromotriz (f_{cem}), representado a través de la realimentación con ganancia k_m de la Figura 6.1, es una perturbación que actúa sobre el subsistema eléctrico. Por lo tanto, el controlador de corriente $C_{i \rightarrow u}^R$ más adecuado es del tipo PI, pues anula el error de posición y elimina el efecto de las perturbaciones en estado estacionario. Además, al sintonizar el lazo de corriente con un ancho de banda muy superior al deseado para el control del subsistema mecánico (al menos 4 veces mayor), es posible suponer que $i_m \approx i_{m,d}$ o que $\tau_m \approx \tau_{m,d}$, al menos desde el punto de vista del subsistema mecánico. Esto transforma el par motor en una variable de control, la cual puede ser directamente manipulada por otro controlador.

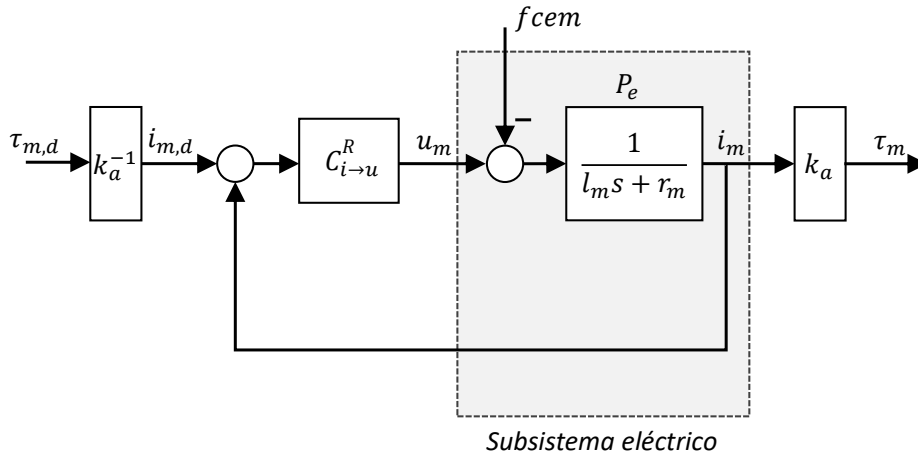


Figura 6.2 Lazo interno de corriente para el control del par motor.

De este lazo de control, es posible obtener dos funciones de transferencia que representan la respuesta del sistema a lazo cerrado como respuesta al par motor deseado y a la fuerza contra electro motriz:

$$T_c = \frac{\tau_m}{\tau_{m,d}} = \frac{C_{i \rightarrow u}^R P_e}{1 + C_{i \rightarrow u}^R P_e} \quad (6.1)$$

$$S_c = \frac{\tau_m}{f_{cem}} = -\frac{k_a P_e}{1 + C_{i \rightarrow u}^R P_e} \quad (6.2)$$

Una primera clase de controladores para dispositivos articulares flexibles hace uso directo del lazo de control de corriente, considerando que el motor eléctrico es una fuente de par mecánico, y estimando por ende la consigna $\tau_{m,d}$ en función del par elástico actual τ_e y deseado $\tau_{e,d}$, de forma que:

$$\tau_{m,d} = C_{\tau_e \rightarrow \tau_m}^R (\tau_{e,d} - \tau_e) + C_{\tau_e \rightarrow \tau_m}^P \quad (6.3)$$

donde un control realimentado $C_{\tau_e \rightarrow \tau_m}^R$ minimiza el error con respecto a la consigna y el controlador prealimentado $C_{\tau_e \rightarrow \tau_m}^P$ contrarresta la carga externa y acelera al motor. Esta clase de control fue presentada en los primeros trabajos de SEA [228] y más recientemente han sido utilizada junto a sistemas más elaborados de control que contienen modelos y observadores de perturbación [143, 210]. Sin embargo, una importante dificultad y desventaja de este método es la necesidad de establecer modelos precisos para compensar adecuadamente los efectos no lineales de amortiguamiento, fricción y holguras de los sistemas de transmisión y reducción.

Para superar estas deficiencias es posible anidar un segundo lazo de control sobre el sistema de actuación, previo al lazo de control que regula el par elástico articular, y en cascada con el lazo de corriente. Este lazo se encarga de regular la velocidad del rotor, considerando que es posible manipular directamente el par motor, gracias al adecuado desempeño del lazo de corriente. El control de velocidad del sistema de actuación se reduce al control del subsistema mecánico del motor, que no es más que de un sistema de primer orden como se aprecia en la Figura 6.3.

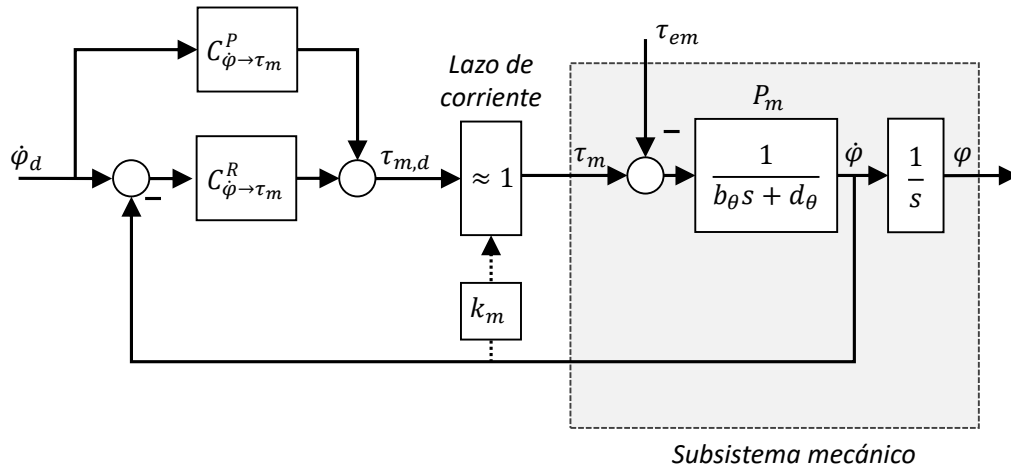


Figura 6.3 Lazo interno de velocidad para compensar las desventajas del control de corriente.

Puesto que este sistema de control es de tipo 0, es necesario nuevamente incorporar un regulador realimentado $C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R$ de tipo PI, para anular el error y eliminar el efecto de las perturbaciones en estado estacionario, producto de los efectos no lineales mencionados anteriormente y del par externo τ_{em} que actúa sobre el motor. Además, y en caso de ser necesario, es posible añadir una compensación prealimentada $C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^P$ para mejorar el seguimiento.

La velocidad del rotor, como respuesta a la señal de consigna y al par externo que actúa sobre el mismo, puede ser derivada del diagrama anterior. Omitiendo por claridad la dependencia explícita de s , se tiene:

$$T_v = \frac{\dot{\phi}}{\dot{\phi}_d} = \frac{(C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R + C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^P) T_c P_m}{1 + (T_c C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R - k_m S_c) P_m} \simeq \frac{(C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R + C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^P) P_m}{1 + C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R P_m} \quad (6.4)$$

$$S_v = \frac{\dot{\phi}}{\tau_{em}} = - \frac{P_m}{1 + (T_c C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R - k_m S_c) P_m} \simeq - \frac{P_m}{1 + C_{\dot{\phi} \rightarrow \tau_m}^R P_m} \quad (6.5)$$

Este segundo lazo de control, sintonizado con un ancho de banda adecuado, hace del motor una fuente de velocidad y permite la compensación de las no linealidades. El uso de un lazo de velocidad como estrategia de control de articulaciones flexibles fue sugerido en [229] y constituye el sistema de control a bajo nivel de muchos otros SEA [46, 274, 299]. El cual habitualmente es acompañado con un lazo de control del par elástico articular, cuyo controlador es de la forma:

$$\dot{\phi}_{m,d} = C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^R (\tau_{e,d} - \tau_e) + C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^P \quad (6.6)$$

donde un control realimentado $C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^R$ minimiza el error con respecto a la consigna y suele ser de tipo PID, mientras el controlador prealimentado $C_{\tau_e \rightarrow \dot{\phi}}^P$ compensa el movimiento articular.

6.2.2 Elección del sistema de control

No solo el sistema de actuación influye en la elección de la estructura de control, sino que las propiedades mecánicas del sistema reductor y del propio *MMJS*, además de la electrónica de control disponible, fueron decisivas en la elección. Teniendo en cuenta todos estos aspectos y después de estudiar las dos alternativas y propuestas (fuente de par o fuente de posición), se decide utilizar la estructura basada en un lazo interno de corriente, un lazo intermedio de velocidad y un lazo externo de par, debido a las siguientes razones:

- Una reductora planetaria multietapa se encarga de acondicionar la fuerza y el movimiento generado por el motor, este tipo de reductora tiene algunos inconvenientes relacionados con la fricción estática, el juego mecánico y rizado del par. Es conocido, que en los sistemas elásticos articulares con control de corriente, los efectos debidos a la fricción limitan la eficacia en la prestación de un gran ancho de banda de la fuerza, el juego mecánico puede introducir resonancias indeseables e impredecibles en la respuesta a lazo cerrado, y el rizado de par puede representar una perturbación difícil de modelar de cara a su compensación. Por lo tanto, es conveniente la inclusión del lazo de velocidad, dado que este puede superar algunos de los efectos adversos del sistema de reducción, que también se hace presente en la transmisión y en el propio prototipo.
- La electrónica de control de un sistema de actuación elástico como el *MMJS*, debe estar ideada para poder ser implementada sobre un brazo robótico asistencial. Por lo tanto, las restricciones de peso y tamaño, suelen necesitar de diseños distribuidos que están acompañados de rutas de comunicación relativamente largas, con retardos, tiempos menos deterministas y protocolos de comunicaciones que suelen implicar necesariamente tiempo de ciclos inferiores. Por consiguiente, conviene controlar las dinámicas no deseadas del sistema de actuación localmente, y aprovechar de esta manera el potencial presente en los actuales módulos controladores de los motores.

6.2.3 Sintonización de los controladores

La Figura 6.4 muestra un diagrama de bloques integral del sistema de control que incluye: el lazo de control de corriente (amarillo), el lazo de control de velocidad (azul), el lazo de control de par (rojo) y el modelo simplificado del *MMJS* junto al sistema reductor. Para sintonizar correctamente los controladores, debe cumplirse que el ancho de banda del lazo más interno debe ser suficientemente mayor que el subsecuente lazo de control anidado. Bajo esta premisa, la sintonización de los controladores puede llevarse a cabo por diferentes métodos. En este caso se ha optado por la cancelación de polos.

Como se explicó anteriormente, el desarrollo de un lazo de corriente con un ancho de banda superior al deseado para el control de velocidad, permite suponer que se dispone del par motor como variable manipulada, dado que $\tau_m \approx \tau_{m,d}$. De igual forma, si el lazo de velocidad es ajustado con un ancho de banda que esté por encima del lazo de control del par elástico o posición, según sea el caso, será posible considerar que $\dot{\phi} \approx \dot{\phi}_d$ y que por lo tanto la velocidad está disponible como variable manipulable.

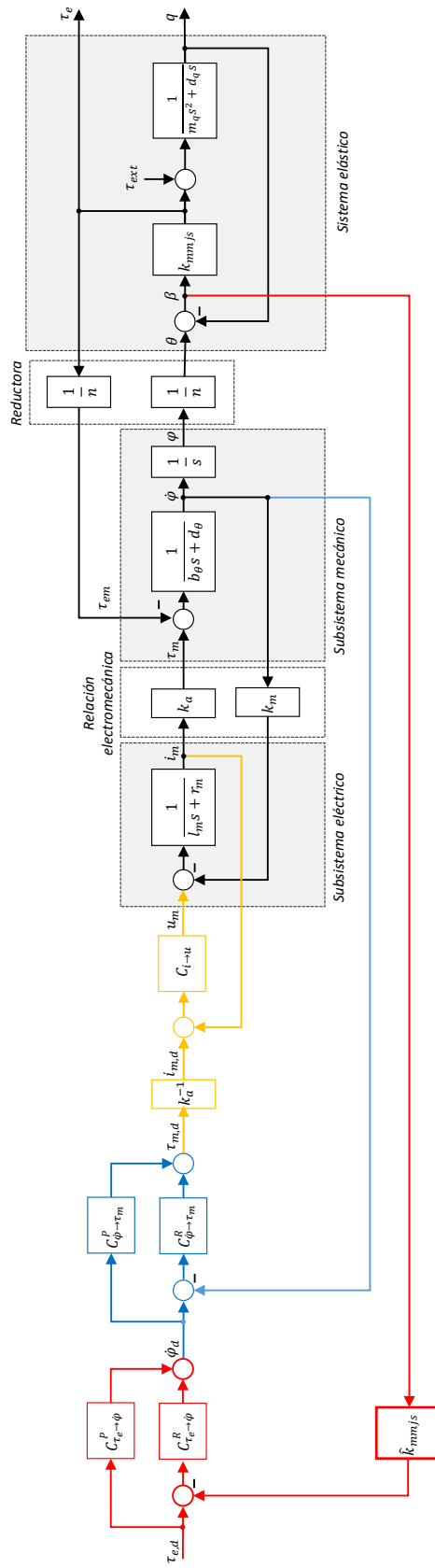


Figura 6.4 Diagrama de bloque del sistema de actuación y control. Incluye los lazos de: corriente (amarillo), velocidad (azul) y par elástico (rojo).

El controlador de corriente, aislado de la Figura 6.2, regula a un sistema de primer orden con polo situado en $-r_m/l_m$. Dado que el controlador $C_{i \rightarrow u}^R$ es un PI, de la forma:

$$C_{i \rightarrow u}^R = k_p^{cor} + \frac{k_i^{cor}}{s} = k_p^{cor} \frac{s + k_i^{cor}/k_p^{cor}}{s} \quad (6.7)$$

el cero se ubica sobre el polo del sistema a lazo abierto mediante el ajuste de la ganancia integral. Mientras, el polo en lazo cerrado se ubica según el ancho de banda deseado para este lazo. Puesto que la frecuencia de conmutación del generador de la señal PWM utilizado es de aproximadamente $50kHz$, y se quiere que este no cause ninguna interferencia sobre el lazo de control, se estableció un ancho de banda (f_{cor}) de $1kHz$. En función a esto, el controlador queda sintonizado a:

$$k_p^{cor} = 2\pi l_m f_{cor} \quad (6.8)$$

$$k_i^{cor} = \frac{r_m}{l_m} k_p^{cor} \quad (6.9)$$

El regulador de velocidad es sintonizado sin carga conectada, basado en la suposición que la elasticidad articular desacopla las perturbaciones de par a alta frecuencia en la salida del *MMJS*, y que un controlador de velocidad bien sintonizado debe ser capaz de hacer frente a las perturbaciones de par de baja frecuencia. La forma de sintonizar este controlador, aislado en la Figura 6.3, es similar al controlador de corriente. En este caso $C_{\phi \rightarrow \tau_m}^R$ es un PI, de la forma:

$$C_{\phi \rightarrow \tau_m}^R = k_p^v + \frac{k_i^v}{s} = k_p^v \frac{s + k_i^v/k_p^v}{s} \quad (6.10)$$

con el polo del sistema ubicado en $-b_m/b_\theta$ y un ancho de banda deseado de $100Hz$, se tiene:

$$k_p^v = \frac{2\pi l_m f_v}{k_a} \quad (6.11)$$

$$k_i^v = \frac{b_m}{b_\theta} k_p^v \quad (6.12)$$

donde f_v representa al ancho de banda deseado para el lazo de velocidad, expresado en hercios.

Finalmente, el diseño del controlador de par articular requiere un conjunto de consideraciones un poco más elaboradas, dentro de las que se incluyen el valor del elemento elástico, los límites de saturación del motor, la estabilidad y la pasividad. Por lo tanto, la siguiente sección se dedica exclusivamente al análisis y diseño de este controlador.

6.3 Control del par articular

6.3.1 Ancho de banda

En la Figura 6.5 se ilustra una versión aislada del lazo de control del par elástico. Donde se considera que es posible manipular directamente la velocidad del motor, e incluso minimizar su dinámica gracias al adecuado desempeño del lazo de corriente y velocidad. El control del par elástico se reduce entonces al control de la deflexión del subsistema articular y de transmisión, descrito en el capítulo anterior.

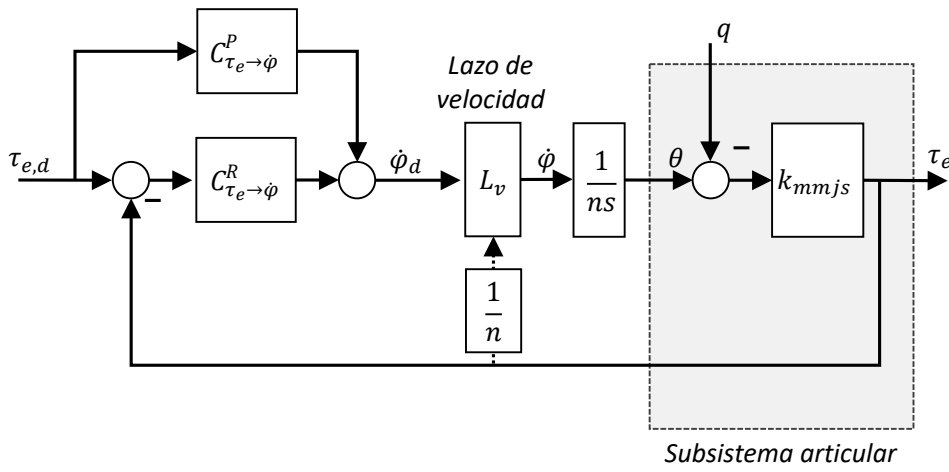


Figura 6.5 Lazo de par elástico articular.

El modelo en lazo abierto del sistema representa una simplificación de la física del *MMJS*, que ayuda a comprender las características más relevante del sistema articular diseñado. Se trata de un sistema tipo I, dentro de un lazo de fuerza, y expuesto a perturbación q producto del movimiento del eslabón de salida. Las ecuaciones dinámicas simplificadas a lazo cerrado del sistema puede ser obtenida directamente del diagrama de bloques anterior, como:

$$T_\tau = \frac{\tau_e}{\tau_{e,d}} = \frac{(C_{\tau_e \rightarrow \phi}^R + C_{\tau_e \rightarrow \phi}^P) T_v k_{mmjs} n}{n^2 s + (C_{\tau_e \rightarrow \phi}^R T_v n - S_v) k_{mmjs}} \quad (6.13)$$

$$S_\tau = \frac{\tau_e}{q} = - \frac{k_{mmjs} n^2 s}{n^2 s + (C_{\tau_e \rightarrow \phi}^R T_v n - S_v) k_{mmjs}} \quad (6.14)$$

donde k_{mmjs} es la rigidez del mecanismo elástico diseñado, $C_{\tau_e \rightarrow \phi}^R$ y $C_{\tau_e \rightarrow \phi}^P$ representan al controlador de par elástico realimentado y prealimentado respectivamente, n es factor de reducción, L_v es la dinámica del lazo de velocidad, $\tau_{e,d}$ es el par elástico deseado y q es la posición del eslabón de salida acoplado a la leva del *MMJS*.

Al observar el efecto de cada una de las entradas del sistema $(\tau_{e,d}, q)$ de forma independiente, es posible estimar el ancho de banda a lazo cerrado y la impedancia de salida del mecanismo. Para lo primero, se ha fijado rígidamente el eslabón de salida de forma que $q = \dot{q} = 0$, y se ha despreciado la contribución del controlador prealimentado $C_{\tau_{e \rightarrow \phi}}^P$. Con esto se simula a un actuador que está en contacto rígido con un entorno inflexible o un actuador en contacto con una inercia considerablemente mayor a la del eslabón de salida. Además, se ha diseñado un controlador PI con un integrador lento:

$$C_{\tau_{e \rightarrow \phi}}^R = k_p^\tau + \frac{k_i^\tau}{s} \quad (6.15)$$

donde, k_p^τ y k_i^τ representan la ganancia proporcional e integral del par articular respectivamente.

La Figura 6.6a muestra la respuesta a una entrada escalón de diferente amplitud. El sistema alcanza la señal de referencia en un tiempo máximo de 37ms. Una estimación de la función de transferencia de $\tau_e/\tau_{e,d}$ basada en un barrido de la frecuencia de una señal sinusoidal para el par articular deseado se representa en la Figura 6.6b.

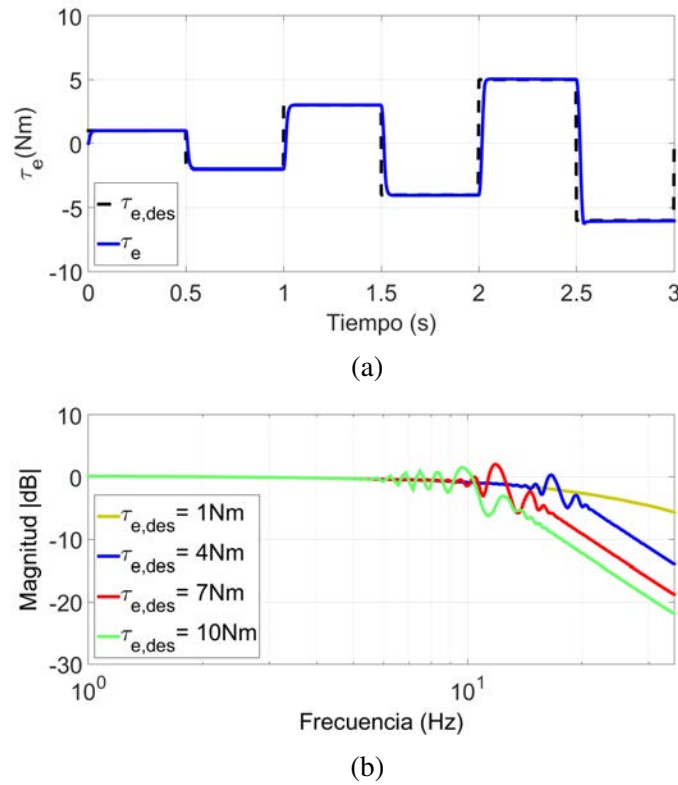


Figura 6.6 Control del par articular con eslabón de salida bloqueado: (a) respuesta al eslabón y (b) estimación de la función de transferencia para diferentes valores de $\tau_{e,des}$.

Los valores relativos de la ganancia de control k_p^r , y de la rigidez articular equivalente k_{mmjs} , juegan un papel importante en el ancho de banda de actuador. Una disminución de la rigidez articular se puede compensar con un aumento igualmente proporcional de la ganancia de control, de cara a mantener un ancho de banda constante. Por lo tanto, la rigidez articular no constituye un término que condicione al ancho de banda del sistema de control de par, siempre y cuando se ajuste correctamente la ganancia proporcional del control.

Para el caso particular del *MMJS*, operando en la zona de aprovechamiento elástico, el ancho de banda es de $22Hz$ para un par de $1Nm$ (verde), $17,6Hz$ para $4Nm$ (azul), $13Hz$ durante $7Nm$ (amarillo), y $10,7Hz$ para $10Nm$ (rojo). Estos resultados ponen de manifiesto el inconveniente de la alta flexibilidad con el aumento de las amplitudes, el ancho de banda cae sustancialmente debido a efectos de saturación del motor y la excitación de dinámicas no lineales presentes en el mecanismo. A pesar de ello, el rendimiento del *MMJS* es comparable con algunos de los mejores valores encontrados en la literatura para los actuadores elásticos serie, por ejemplo: $10Hz$ en [143], $5 - 25Hz$ en [228], $19Hz$ en [248] o $16Hz$ en [274].

6.3.2 Impedancia de salida

Además de un rápido seguimiento de la señal de referencia, otro factor importante en el diseño de controladores para articulaciones elásticas es un buen rechazo a las perturbaciones. El rechazo, puede ser medido a través de la relación que guarda el par elástico generado (variable de salida) con la posición del eslabón de salida (perturbación). Dicha función se conoce como función de sensibilidad de perturbación, y un valor bajo de la misma es sinónimo de mayor rechazo o atenuación.

Asimismo, dado que la perturbación del sistema en lazo cerrado es el desplazamiento del eslabón de salida, la función de sensibilidad puede ser interpretada físicamente como la impedancia mecánica de salida del sistema (Z). Valor que suele ser utilizado para medir el desempeño de sistemas robóticos con alta interacción física, debido a que constituye un indicador del nivel de desacoplo entre la dinámica del sistema moto-reductor y el eslabón de salida.

La Figura 6.7 muestra la impedancia de salida del actuador *MMJS* en función de la frecuencia del movimiento del eslabón, bajo un control de par tipo PI. La gráfica se ha obtenido considerando que el par elástico deseado se mantiene constante $\tau_{e,d} = 0$ y la posición del eslabón de salida es forzada a seguir una trayectoria sinusoidal de frecuencia variable y de baja amplitud ($\beta < \beta_{th}$). Además, el movimiento del eslabón se ha llevado a cabo con una fuente de posición de alta impedancia.

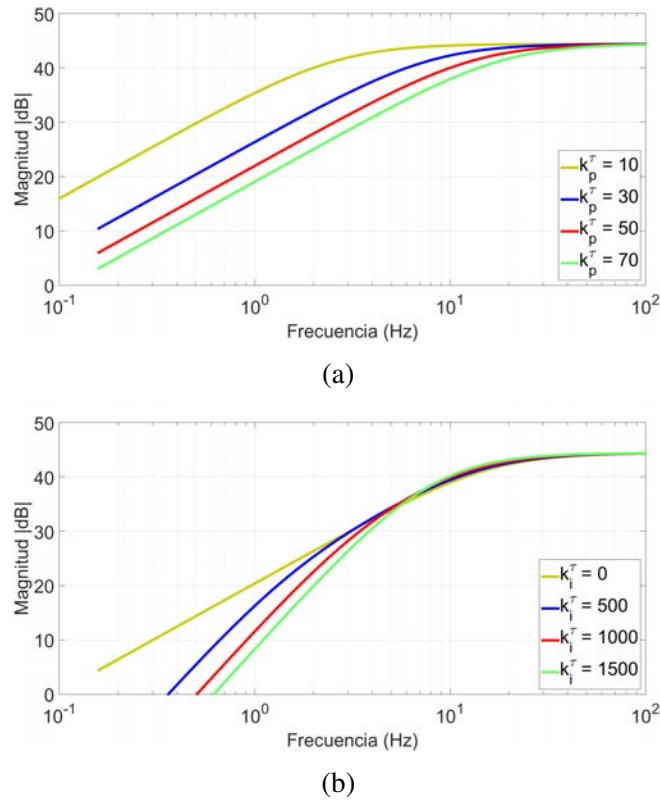


Figura 6.7 Respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica de *MMJS* bajo pequeñas perturbaciones: (a) variación de la k_p^τ y (b) variación de la k_i^τ .

En la misma es posible apreciar que:

- Existen dos factores que reducen la impedancia de salida, uno activo y otro pasivo. El efecto activo, producto del lazo de control, es más notable a frecuencias menores que el ancho de banda del sistema a lazo cerrado. Mientras que el efecto pasivo, fruto de la inclusión del mecanismo elástico, es más notorio a frecuencias superiores.
- La baja impedancia observada en la banda de baja frecuencia equivale a un comportamiento elástico articular muy flexible, lo que causa un alto desacoplo entre el eslabón de salida y la dinámica del motor. Mientras que la máxima impedancia apreciada, correspondiente a la banda de altas de frecuencias, coincide con las propiedades elásticas del mecanismo articular ($20\log(k_{mmjs}) \approx 44,43$). Esto pone de relieve el beneficio de los sistemas elásticos con baja amortiguación y rigidez en comparación con los dispositivos rígidos, ya que el primero rechaza perturbaciones de alta frecuencia limitando físicamente su valor.
- El efecto del ajuste del controlador $C_{\tau_e \rightarrow \phi}^R$ se aprecia a baja frecuencia. Un aumento de la constante proporcional incrementa el ancho de banda, compensando la reducción

producto de la incorporación del elemento elástico (Figura 6.7a). Por otro lado, la inclusión de una componente integral reduce aún más la impedancia a baja frecuencia, aumentando a $40dB$ por década, lo que significa que la impedancia de salida dispone de dos ceros en el origen en la ecuación dinámica (Figura 6.7b).

- El aumento de la constante integral mejora el rechazo a las perturbaciones para frecuencias bajas. Sin embargo, esto puede ocasionar una degradación en el desempeño del control del par elástico, acompañado de la pérdida de estabilidad y pasividad, como se verá mas adelante.

La Figura 6.8 muestra la respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica de salida ante diferentes amplitudes de excitación y bajo el control del par elástico. Una excursión más amplia del eslabón de salida, permite una variación del ángulo de deflexión β por encima del umbral de cambio de rigidez. La reducción de rigidez tiene un doble efecto sobre el sistema, el primero está relacionado a la reducción del ancho de banda del control, producto de la no compensación de la ganancia proporcional del controlador de fuerza, y el segundo tiene que ver con la reducción de la impedancia máxima, lo cual es un reflejo directo las propiedades elásticas del mecanismo articular. A mayor amplitud de la perturbación menor impedancia mecánica en alta frecuencia, con pequeñas oscilaciones dominada por la rigidez de los muelles principales ($Z \approx 20\log(k_{eq})$), mientras que con perturbaciones de mayor amplitud la dinámica de los muelles secundarios es la predominante ($Z \approx 20\log(k_{eq2})$). Lo anterior, pone de relieve el beneficio del sistema articular flexible diseñado, al poder reducir la impedancia mecánica de salida de alta frecuencia, en función a la deflexión que ocasione la fuerza externa.

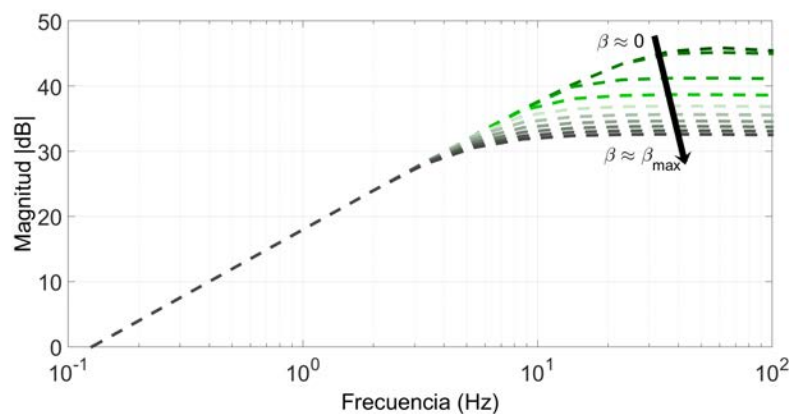


Figura 6.8 Efecto del aumento en la magnitud de la perturbación sobre la impedancia mecánica de *MMJS*. Respuesta en frecuencia para diez ensayos, con amplitudes que varían uniformemente desde pequeñas oscilaciones ($0,02rad$), hasta la máxima deflexión del dispositivo ($0,18rad$).

6.3.3 Estabilidad y pasividad

Para que el sistema de control de par planteado anteriormente sea estable durante la interacción física con un medio pasivo, es necesario demostrar que el sistema también es pasivo. Entendiendo por pasividad, en este caso, a la propiedad del sistema de no poder entregar al medio más energía que la introducida por este, durante cualquier intervalo de tiempo y a través del mismo puerto [46].

En este sentido, [45] y [109] demostraron la importancia que tiene la impedancia mecánica como parámetro de análisis de la estabilidad en sistemas que interactúan físicamente con otro. Afirmando que un sistema será estable en contacto con cualquier elemento externo pasivo, si y solo si la impedancia mecánica de salida, definida alternativamente como $Z_v(s) = \tau_e / -\dot{q}$, cumple las siguientes condiciones:

- $Z_v(s)$ no tiene polos en el semiplano derecho ($Z_v(s)$ es asintóticamente estable).
- La parte real de $Z_v(wj)$ no es negativa independientemente de la frecuencia w .

Para evaluar el primer criterio, la Figura 6.9a muestra la evolución de polos y ceros del sistema en lazo cerrado ante variaciones de las constante proporcional e integral de $C_{\tau_e \rightarrow \phi}^R$. La función de transferencia que se ilustra corresponde a la relación entre τ_e y $\tau_{e,d}$, dado que posee el mismo polinomio característico que el de la impedancia mecánica (ver: (6.13) y (6.14)), y permite por consiguiente la evaluación simultanea de la estabilidad del sistema y de la primera condición de la estabilidad ante contactos pasivos. En la misma se puede apreciar que solo un aumento indiscriminado de la constante integral del regulador de par puede desestabilizar el sistema.

En cuanto a la segunda condición, en la Figura 6.9b se puede apreciar el diagrama polar de la impedancia mecánica de salida, observando que el mismo se encuentra totalmente dentro del semiplano derecho, lo que es garantía de que $Re(Z_v(wj)) \geq 0$. Con respecto a esto, [274] ofrecen algunos límites teóricos para la elección de los parámetros de control que garantizan la pasividad en una articulación elástica. Sin embargo, dado que en dicho estudio no considera el amortiguamiento mecánico de motor, ni del mecanismo elástico, diversos autores coinciden en considerar que se trata de límites muy conservadores [184, 231, 249]. Esto ha sido validado aquí, dado que el amortiguamiento presente en la articulación colabora en alejar el diagrama del eje imaginario, de forma que se garantiza la pasividad aun ante un valor elevado de la ganancia integradora.

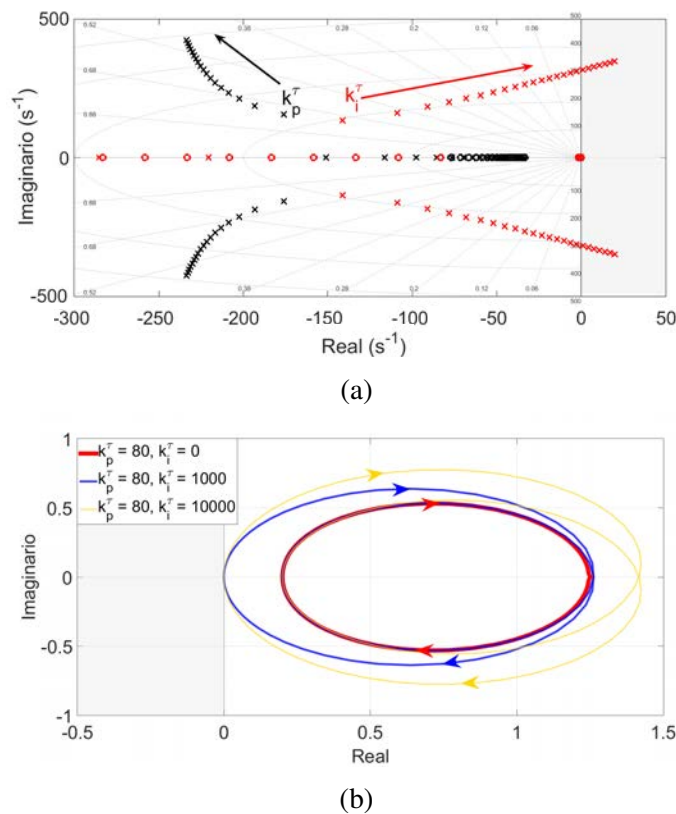


Figura 6.9 Análisis de la estabilidad y pasividad del sistema de control de par elástico: (a) evolución de polos y ceros ante el ajuste de la ganancia proporcional e integral del controlador de fuerza y (b) diagrama de Nyquist de la impedancia mecánica y efecto del amortiguamiento.

6.4 Control de la impedancia

El control de impedancia de las articulaciones flexibles lleva implícito un doble objetivo: realizar un adecuado seguimiento de la referencia de posición del eslabón de salida y definir una relación dinámica entre el movimiento del eslabón de salida y las fuerzas que actúan sobre el mismo. Siendo este último objetivo de gran interés para la interacción física, dado que permite establecer como el mecanismo diseñado percibe y reacciona ante estímulos físicos como el contacto.

Una variedad de arquitecturas de control de impedancia se puede aplicar sobre las articulaciones flexibles. Sin embargo, dado que los actuadores elásticos serie se presentaron originalmente como un mecanismo para el control de fuerza [228]. Es natural abordar el problema de control de impedancia del *MMJS* a partir del control del par elástico, aun cuando esto no es un requisito previo, de esta manera se facilita un mejor rendimiento del control [209].

Para los fines de este estudio, se supone que la dinámica deseada se limita a la de un sistema de segundo orden, formado por: una masa, un muelle y un amortiguador. Además, se presume que la inercia de salida del actuador no se modifica a través de control. Estas premisas conducen al desarrollo de la arquitectura de control de impedancia de la Figura 6.10. Donde se hace uso del sistema de control del par elástico, descrito en la sesión anterior, y se anida un nuevo lazo de control para determinar el par elástico deseado $\tau_{e,d}$, en función de la posición actual y deseada del eslabón de salida:

$$\tau_{e,d} = C_{q \rightarrow \tau}^R(q_d - q) = -k_p^q(q - q_d) - k_d^q(\dot{q} - \dot{q}_d) \quad (6.16)$$

La ley de control resultante se asemeja a un controlador PD, cuyas ganancias: proporcional k_p^q y derivativa k_d^q ; representan respectivamente a la rigidez y al amortiguamiento virtual que el lazo de control ofrece al eslabón. Además, este tipo de controlador permite el seguimiento de una trayectoria de posición gracias a la presencia de un punto de equilibrio q_d . Notese que el lazo extra de impedancia externa, junto con el bucle de par y velocidad interno, proporciona un control de realimentación de estado completo con ganancias de control físicamente significativas.

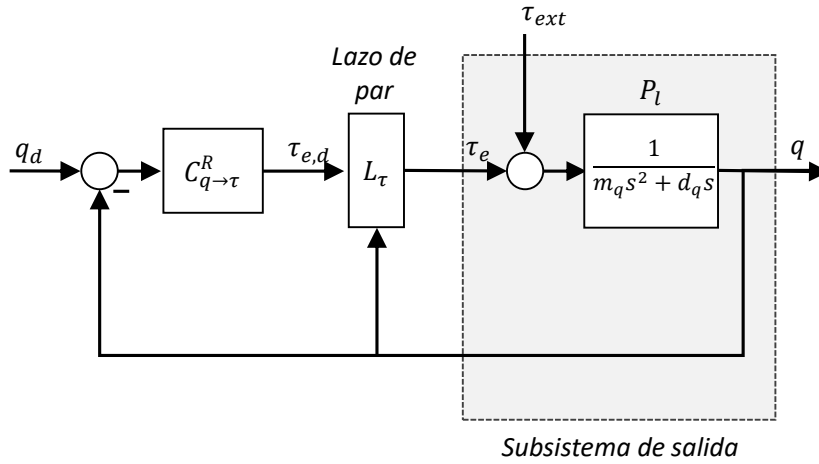


Figura 6.10 Lazo para control de impedancia.

A partir de esta arquitectura de control se derivan dos funciones de transferencia: la que representa a la posición de salida del sistema como respuesta a una posición de referencia (T_q) y la que representa a la posición de salida del sistema como respuesta a un par externo (S_q).

$$T_q = \frac{q}{q_d} = \frac{C_{q \rightarrow \tau}^R T_\tau P_l}{1 + (C_{q \rightarrow \tau}^R T_\tau - S_\tau) P_l} \quad (6.17)$$

$$S_q = \frac{q}{\tau_{ext}} = \frac{P_l}{1 + (C_{q \rightarrow \tau}^R T_\tau - S_\tau) P_l} \quad (6.18)$$

Notese que la influencia del lazo de par elástico (L_τ) ha sido incluida dentro de las ecuaciones del sistema de control de impedancia, a través de la función de sensibilidad S_τ y la función de sensibilidad complementaria del par T_τ .

La Figura 6.11 muestra el resultado del seguimiento de la posición articular del eslabón con el control de impedancia. Se utilizó una ecuación polinómica de quinto orden para generar una señal de referencia de posición con transiciones suaves, de alta velocidad y de gran desplazamiento angular (60grados). En este sentido, el *MMJS* mostró ser capaz de realizar un estrecho seguimiento de la posición de referencia y alcanzar una velocidad de 3rad/s que es el límite mecánico recomendado de la reductora.

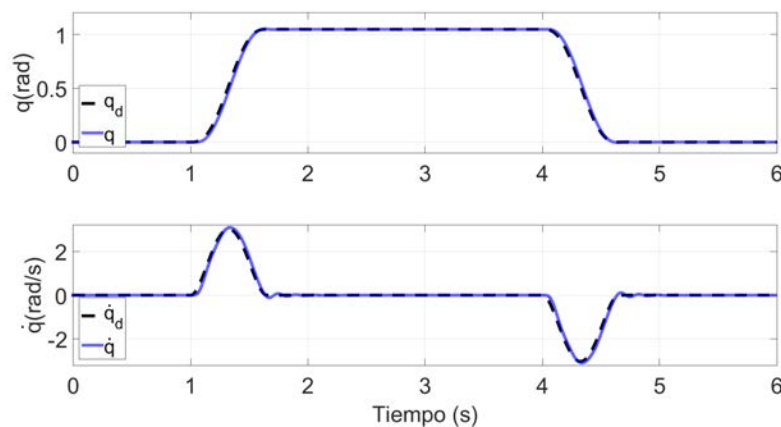


Figura 6.11 Seguimiento de la referencia de posición con el control de impedancia.

6.4.1 Ancho de banda

En esta sección y con el objetivo de analizar la influencia que tienen los parámetros físicos y las variables de control sobre la impedancia mecánica de salida, especialmente sobre el ancho de banda, se realizan un conjunto de ensayos sobre el *MMJS*. En ellos, se considera que la posición deseada del eslabón de salida se mantiene constante ($q_d = 0$), mientras la posición real es forzada a seguir una trayectoria sinusoidal de frecuencia variable y de baja amplitud. Condiciones similares a las expuesta en la sección 6.3.2, pero en esta oportunidad considerando la inclusion del lazo de posición. Además, se toman en cuenta dos supuestos: primero, se considera que la masa del eslabón de salida es despreciable (aproximación frecuente en el análisis de SEA's) y luego se considera la condición más realista, donde existe una masa conectada a la salida del mecanismo.

Cuando se considera que la masa del eslabón y los factores de amortiguamiento son despreciables, es posible demostrar que la función de transferencia de la impedancia de salida viene dada por:

$$Z = \frac{\tau_e}{q} = S_\tau - C_{q \rightarrow \tau}^R T_\tau = \frac{k_{mms}n(a_4s^4 + a_3s^3 + a_2s^2 + a_1s + a_0)}{den(s)} \quad (6.19)$$

donde:

$$den(s) = b_4s^4 + b_3s^3 + b_2s^2 + b_1s + b_0 \quad (6.20)$$

$$a_4 = b_\theta n \quad (6.21)$$

$$a_3 = k_p^v(n + k_d^q k_p^\tau) \quad (6.22)$$

$$a_2 = k_i^v n + k_d^q k_i^\tau k_p^v + k_d^q k_i^v k_p^\tau + k_p^\tau k_p^q k_p^v \quad (6.23)$$

$$a_1 = k_d^q k_i^\tau k_i^v + k_i^\tau k_p^q k_p^v + k_i^v k_p^\tau k_p^q \quad (6.24)$$

$$a_0 = k_i^\tau k_i^v k_p^q \quad (6.25)$$

$$b_4 = b_\theta n^2 \quad (6.26)$$

$$b_3 = k_p^v n^2 \quad (6.27)$$

$$b_2 = k_{mms} + n(k_i^v n + k_{mms} k_p^\tau k_p^v) \quad (6.28)$$

$$b_1 = n(k_i^q k_{mms} k_p^v + k_i^v k_{mms} k_p^\tau) \quad (6.29)$$

$$b_0 = k_i^\tau k_i^v k_{mms} n \quad (6.30)$$

Para obtener la respuesta en frecuencia de la impedancia de salida se reemplaza la variable compleja s por wj . Un repaso sobre el comportamiento asintótico de $Z(wj)$ permite obtener una primera aproximación de la respuesta del dispositivo. Es posible demostrar, que para

frecuencias bajas ($\omega \rightarrow 0$), la impedancia corresponde a un sistema muelle-amortiguador, de rigidez virtual k_p^q y amortiguamiento virtual k_d^q . Además, para frecuencias altas ($\omega \rightarrow \infty$), la impedancia del sistema se aproxima a la rigidez física del *MMJS*. Asimismo, y dado que la acción integral de los controladores muestra influencia considerable sólo para frecuencias bajas, se podría simplificar el análisis del ancho de banda considerando sólo el caso en que todas las ganancias integrales son cero. Esto hace más evidente el comportamiento dinámico del sistema, y en esta hipótesis la ecuación (6.19) se reduce a:

$$Z|_{k_i=0} = \frac{k_{mms}n(b_{\theta}ns^2 + k_p^v(n + k_d^qk_p^{\tau})s + k_p^qk_p^{\tau}k_p^v)}{b_{\theta}n^2s^2 + k_p^vn^2s + k_{mms}(k_p^{\tau}k_p^vn + 1)} \quad (6.31)$$

Entonces, a partir de la intersección de las asíntotas de amortiguamiento y rigidez se puede calcular el ancho de banda:

$$f_q = \frac{k_p^{\tau}k_p^q}{2\pi(n + k_d^qk_p^{\tau})} \quad (6.32)$$

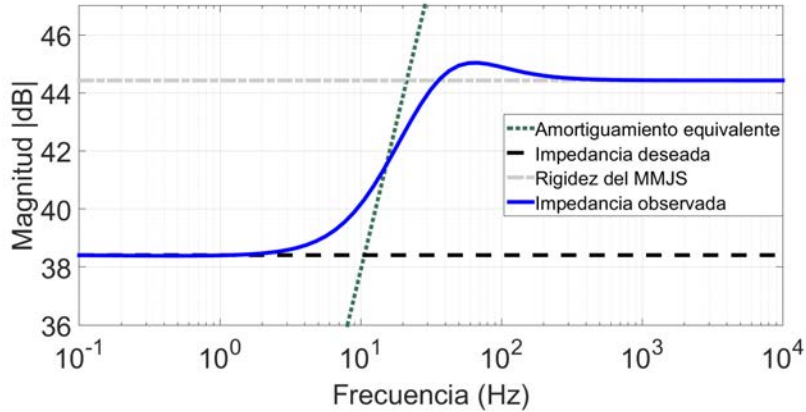


Figura 6.12 Respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica sin masa de salida: impedancia deseada $k_p^q + k_d^q\omega j$, impedancia observada $Z(\omega j)$, rigidez del *MMJS*, y amortiguamiento $nk_p^v(n + k_d^qk_p^{\tau})/nk_p^v k_p^{\tau} + 1$.

La Figura 6.12 muestra la respuesta en frecuencia de la impedancia Z . En ella se han graficado las asíntotas que representan a: la impedancia deseada, la rigidez del *MMJS* y el amortiguamiento equivalente. Además, se puede observar que para valores bajos de frecuencia (menores al ancho de banda), la impedancia deseada es exitosamente alcanzada, mientras que para frecuencias que están por encima del ancho de banda, la impedancia del sistema se ajusta al valor de la rigidez articular que ofrecen los muelles principales. Para frecuencias medias, el comportamiento es el propio de un elemento elástico amortiguado, cuya magnitud es función exclusiva de los parámetros de los controladores.

Para ilustrar la influencia que tiene la masa del eslabón de salida sobre el ancho de banda, se considera el caso simplificado en el cual un cuerpo rígido de inercia m_q es introducido sobre el lado de carga, lo que podría interpretarse como un sistema simple articulación-eslabón en un manipulador de 1 GDL. Esta masa se refleja en (6.19) con la adición del término $m_q s^2$, que permite plantear una nueva función de impedancia de la forma:

$$Z = \frac{\tau_{ext}}{q} = \frac{1 + (C_{q \rightarrow \tau}^R T_\tau - S_\tau) P_l}{P_l} = \frac{k_{mmjs} n (c_6 s^6 + c_5 s^5 + c_4 s^4 + c_3 s^3 + c_2 s^2 + c_1 s + c_0)}{den(s)} \quad (6.33)$$

donde:

$$c_6 = \frac{m_q b_\theta n}{k_{mmjs}} \quad (6.34)$$

$$c_5 = \frac{m_q k_p^v n}{k_{mmjs}} \quad (6.35)$$

$$c_4 = b_\theta n + \frac{m_q}{n} + \frac{m_q k_i^v n}{k_{mmjs}} + m_q k_p^\tau k_p^v \quad (6.36)$$

$$c_3 = a_3 + m_q (k_i^\tau k_p^v + k_i^v k_p^\tau) \quad (6.37)$$

$$c_2 = a_2 + m_q k_i^\tau k_i^v \quad (6.38)$$

$$c_1 = a_1 \quad (6.39)$$

$$c_0 = a_0 \quad (6.40)$$

Un análisis similar al realizado sobre (6.19), permite identificar un cambio significativo de la respuesta de alta frecuencia. Donde el sistema ya no se comporta como un muelle, sino que su comportamiento está dominado por la masa de salida, como se muestra en la Figura 6.13. Además, y en función al valor de masa agregada, es posible que se produzca una reducción del ancho de banda del sistema.

El valor de este segundo límite superior del ancho de banda se puede conseguir a partir de la intersección de la asíntota de inercia de salida y de la impedancia deseada, dando entonces que:

$$f_{q2} = \frac{1}{2\pi} \sqrt{\frac{k_p^q k_p^\tau k_p^v n}{m_q (1 + k_p^\tau k_p^v n)}} \quad (6.41)$$

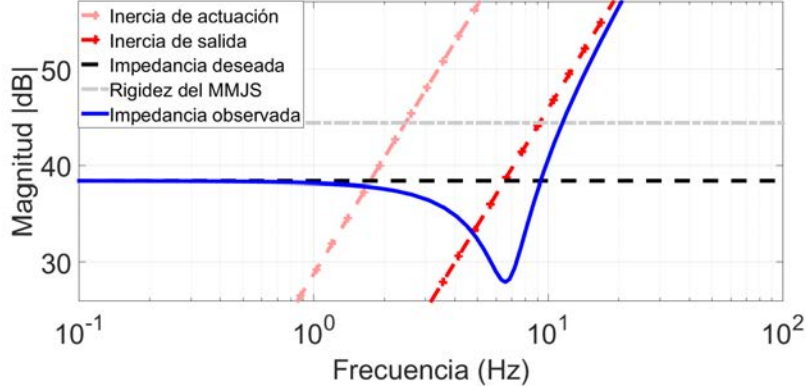


Figura 6.13 Respuesta en frecuencia de la impedancia mecánica de salida con masa de salida.

6.4.2 Estabilidad y pasividad

De forma similar al control de par de la sección 6.3, la estabilidad del sistema de control de impedancia de la Figura 6.10 debe ser demostrada en términos de pasividad, como garantía de estabilidad bajo el posible contacto físico con un sistema pasivo. Para ello, y en base a la definición alternativa de impedancia ($Z_v(s) = \tau_{ext} / -\dot{q}$), es necesario analizar la estabilidad y el signo de la función $Z_v(s)$.

La estabilidad de la función de impedancia está condicionada exclusivamente a la estabilidad del lazo de par articular (analizado en la sección 6.3.3), debido a que los polos del sistema son independientes de los parámetros de impedancia. De hecho, si se comprueban los determinantes de Hurwit, sin tomar en cuenta los factores de amortiguamiento, se obtiene que la condición necesaria y suficiente de estabilidad viene dada por:

$$n^2 k_p^v k_p^\tau k_i^{v2} + k_{mmjs} (k_i^v k_p^\tau + k_i^\tau k_p^v) [k_p^v (1 + n k_p^\tau k_p^v) - b_\theta n (k_i^v k_p^\tau + k_i^\tau k_p^v)] > 0 \quad (6.42)$$

Lo cual puede conseguirse siguiendo las reglas establecidas en [274], que consisten fundamentalmente en la selección de una ganancia proporcional de velocidad mayor que la inercia del motor, y limitando las dos ganancias integrales a la mitad de los respectivos valores de ganancias proporcionales.

Por otra parte, para que el sistema acoplado sea pasivo, la parte real de la función de impedancia debe ser mayor o igual a cero, para toda frecuencia w que no sea raíz en el denominador de $Z_v(wj)$. En este caso los parámetros propios del lazo de impedancia si influyen directamente en la pasividad.

A partir de (6.33), se tiene que:

$$Z_v = \frac{\tau_{ext}}{-qs} = -\frac{1 + (C_{q \rightarrow \tau}^R T_\tau - S_\tau) P_l}{P_l s} \quad (6.43)$$

donde la parte real de la fracción compleja $Z_v(wj)$, es de la forma:

$$Re(Z_v(wj)) = r_{10}w^{10} + r_8w^8 + r_6w^6 + r_4w^4 + r_2w^2 \quad (6.44)$$

con coeficientes dados por:

$$r_{10} = b_\theta^2 d_{mms} n^4 \quad (6.45)$$

$$\begin{aligned} r_8 = -n(& -k_d^q k_p^{\tau^2} k_p^{v^2} d_{mms}^2 n - k_p^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms}^2 n^2 - k_d^q k_p^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms} n^2 \\ & - k_d^q k_p^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms}^2 + b_\theta k_p^q k_p^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms} n^2 + b_\theta k_d^q k_{mms} k_p^{\tau} k_p^{v^2} n^2 \\ & + b_\theta k_i^v k_p^{\tau} d_{mms}^2 n^2 + b_\theta k_d^q k_i^v k_p^{\tau} d_{mms} n^2 - k_p^{v^2} d_{mms} n^3 \\ & + b_\theta k_i^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms}^2 n^2 - k_p^{v^2} d_{mms}^2 n + b_\theta k_d^q k_i^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms} n^2 + 2b_\theta k_i^v d_{mms} n^3) \end{aligned} \quad (6.46)$$

$$r_6 = n(k_d^q k_i^{\tau^2} k_p^{v^2} d_{mms}^2 n + b_\theta k_d^q k_i^{\tau} k_i^{v^2} k_{mms} n^2 - k_d^q k_i^{\tau} k_i^{v^2} d_{mms}^2 \quad (6.47)$$

$$\begin{aligned} & + b_\theta k_p^q k_i^{\tau} k_i^{v^2} d_{mms} n^2 - b_\theta k_i^{\tau} k_{mms}^2 k_p^{v^2} n^2 - k_d^q k_i^{\tau} k_{mms} k_p^{v^2} n^2 \\ & + b_\theta k_p^q k_i^{\tau} k_{mms} k_p^{v^2} n^2 - k_p^q k_i^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms} n^2 - k_p^q k_i^{\tau} k_p^{v^2} d_{mms}^2 \\ & + k_d^q k_i^{v^2} k_p^{\tau^2} d_{mms}^2 n + k_i^{v^2} k_p^{\tau} d_{mms}^2 n^2 + k_d^q k_i^{v^2} k_p^{\tau} d_{mms} n^2 \\ & + k_i^{v^2} d_{mms} n^3 - b_\theta k_i^v k_{mms}^2 k_p^{\tau} n^2 + b_\theta k_p^q k_i^v k_{mms} k_p^{\tau} n^2 \\ & - k_d^q k_i^v k_p^{\tau} d_{mms}^2 + k_d^q k_{mms}^2 k_p^{\tau^2} k_p^{v^2} n + k_{mms}^2 k_p^{\tau} k_p^{v^2} n^2 \\ & + k_d^q k_{mms}^2 k_p^{\tau} k_p^{v^2} + k_{mms}^2 k_p^{v^2} n - k_p^q k_{mms} k_p^{\tau} k_p^{v^2} n^2) \end{aligned} \quad (6.48)$$

$$r_4 = -n (-k_d^q k_i^\tau k_i^{v^2} d_{mmjs}^2 n - k_d^q k_i^\tau k_{mmjs}^2 k_p^{v^2} n + k_d^q k_i^\tau k_i^{v^2} k_{mmjs} n^2 \quad (6.49)$$

$$+ k_p^q k_i^\tau k_i^{v^2} d_{mmjs} n^2 + k_d^q k_i^\tau k_i^v k_{mmjs}^2 + k_p^q k_i^\tau k_{mmjs}^2 k_p^v - k_d^q k_i^{v^2} k_{mmjs}^2 k_p^\tau n - k_i^{v^2} k_{mmjs}^2 k_p^\tau n^2 + k_p^q k_d k_i^{v^2} k_{mmjs} k_p^\tau n^2 + k_p^q k_i^v k_{mmjs}^2 k_p^\tau) \quad (6.50)$$

$$r_0 = k_d^q (k_i^\tau k_i^v k_{mmjs} n)^2 \quad (6.51)$$

Lo primero a destacar aquí es que la parte real de impedancia, y por lo tanto la pasividad, es independiente de la masa adicional de salida b_θ . Sin embargo, y debido a la complejidad de las ecuaciones anteriores, para poder analizar la dinámica de (6.44) conviene realizar algunas consideraciones a fin de restringir el espacio de soluciones de la misma. Por ejemplo, si se considera que el amortiguamiento b_{mmjs} es despreciable, se tendrá que r_{10} es igual a cero y que r_8 se simplifica a un único término de la forma: $-b_\theta k_d^q k_{mmjs} k_p^\tau k_i^v k_a n^3$.

Dado que este coeficiente acompaña al exponente mayor de w y es negativo, queda claro que $Re(Z_v(wj))$ no será positivo cuando w tienda a infinito, al menos que $k_d^q = 0$. Esta última afirmación es similar a la realizada en [263]. No obstante, si se realiza un control elástico puro ($k_d^q = 0$), los coeficientes r_2 y r_8 también se anulan, y entonces es posible demostrar que para que los coeficientes restantes: r_6 y r_4 , sean no negativos, se tienen que cumplir las siguientes condiciones:

$$k_p^q \leq k_{mmjs} \left(\frac{k_i^{v^2} k_p^\tau n^2}{k_i^{v^2} k_p^\tau n^2 + k_{mmjs} (k_i^\tau k_p^v + k_i^v k_p^\tau)} \right) \quad (6.52)$$

$$k_p^q \leq k_{mmjs} \left(\frac{k_p^v}{n(k_p^\tau k_p^{v^2} - b_\theta (k_i^\tau k_p^v + k_i^v k_p^\tau))} + 1 \right) \quad (6.53)$$

Ambas condiciones sobre k_p^q se garantizan si y solo si $k_p^q < k_{mmjs}$. Por lo tanto, el control elástico puro de articulaciones flexibles puede ser pasivo, siempre que la rigidez virtual sea menor que la rigidez física del sistema de muelles, en este caso que la rigidez articular del MMJS. Por lo tanto, si bien el control de múltiple lazos, como el planteado aquí, no es garantía incondicional de pasividad, no deja de ser cierto también que exigir pasividad es un método conservador de garantizar la estabilidad conjunta con el medio ambiente, dado que se considera que el contacto se produce contra un entorno puramente elástico o de pura inercia [46]. Si el entorno disipa la energía, la estabilidad acoplada aún podría ser posible sin

estricta pasividad. Esto sugiere que la arquitectura podría todavía ser de uso práctico en una variedad de circunstancias.

6.5 Resumen

En este capítulo se plantea y analiza la estrategia de control utilizada para regular el comportamiento del mecanismo elástico serie diseñado en el capítulo anterior. Para ello, se supuso que durante la acción ordinaria el sistema elástico opera en la zona de aprovechamiento, y que el paso a la zona de seguridad es producto de un evento no deseado, como por ejemplo: un impacto. El sistema de control sugerido, se obtiene tras el análisis sistemático de los enfoques existentes para el control del par elástico articular, el cual incluyó el uso del motor eléctrico como una fuente de par mecánico y como una fuente de velocidad.

Tras el análisis inicial, el esquema de control seleccionado se compone de un controlador PI, en cascada con un lazo interno encargado de controlar la velocidad del motor. Este esquema dio como resultado una buena capacidad de seguimiento de la consigna de par y un buen nivel de robustez ante las no linealidades presentes en el sistema de reducción y transmisión. Además, se apreció que los valores relativos de la ganancia proporcional k_p^τ y de la rigidez articular k_{mmjs} , juegan un papel fundamental en el ancho de banda del lazo del par. Asimismo, en cuanto a la impedancia de salida de este sistema, se observó que existen dos factores que condicionan su reducción: uno activo y otro pasivo. El primero, es consecuencia directa de los valores característicos del controlador de par y se hace más notable en la banda de baja frecuencia. Mientras que el segundo, es fruto de la presencia de elementos elásticos en el MMJS, es más notorio en la banda de alta frecuencia, e impone un límite superior a la impedancia mecánica del sistema. Finalmente, y utilizando el análisis de estabilidad y pasividad, se calcularon los límites paramétricos de control para garantizar su estabilidad ante el contacto físico contra otro sistema pasivo, hallándose importantes condicionantes en el valor máximo de $k_i\tau$ y en la presencia de amortiguamiento dentro del dispositivo elástico.

Posteriormente, se considera la inclusión de un control PD en cascada con el lazo de par elástico, con el objetivo de garantizar un correcto seguimiento de la posición del eslabón de salida, y definir una relación dinámica entre esta posición y la fuerza externa que actúa sobre el mismo. El cumplimiento del primer objetivo fue validado con el correcto seguimiento de una referencia de posición articular típica q_d , mientras que la relación dinámica entre la fuerza y la posición requirió de un análisis detallado de los efectos que tienen los parámetros del controlador sobre el ancho de banda, la estabilidad y la pasividad del sistema a lazo cerrado. Dentro de este análisis destaca el comportamiento de la impedancia mecánica, el cual se asemeja al de un sistema masa-resorte-amortiguador cuando la frecuencia es inferior

al ancho de banda de este lazo de control (con rigidez virtual k_p^q y amortiguamiento virtual k_d^q), próxima a la rigidez del mecanismo (k_{mmjs}) si la frecuencia es superior y la masa del eslabón de salida es despreciable, o al valor de dicha masa (m_q) en caso contrario. Además, y en términos de la estabilidad y pasividad, la inclusión de este último lazo mostro no ser pasivo al menos que $k_d^\tau = 0$ y que la rigidez virtual solicitada sea menor que la rigidez articular del mecanismo.

Capítulo 7

Banco de ensayos, Dummy y ensayos con MMSJ

7.1 Introducción

Este Capítulo resume los resultados obtenidos tras el desarrollo de diversos ensayos, llevados a cabo con el objetivo de validar el comportamiento del mecanismo de múltiple rigidez articular diseñado en el Capítulo 5. Incluye estudios de identificación, desempeño energético, así como un análisis de seguridad desde el punto de vista cuasi-estacionario y dinámico. Además, comprueba experimentalmente la influencia de algunos parámetros físicos que caracteriza la dinámica del robot sobre la fuerza de colisión, a fin de validar los resultados analíticos y computacionales obtenidos en el Capítulo 3.

Para ello, ofrece inicialmente una descripción detallada del banco de ensayo, diseñado y fabricado para el desarrollo experimental, así como de los elementos eléctricos, mecánicos e instrumentales dispuestos para su funcionamiento. Presta especial atención a los detalles del diseño de un maniquí de impacto, ideado e implementado para emular la dinámica del sistema cabeza-cuello de un ser humano, cuando éste es sometido a fuerzas externas sobre la zona frontal del cráneo. Asimismo, brinda información pertinente a la implementación del sistema de control que regula el desplazamiento del mecanismo, y la adquisición de datos de posición, aceleración y fuerza del sistema. Finalmente, reporta y analiza los resultados obtenidos, correlacionándolos con el estudio expuestos en los capítulos que le preceden.

7.2 Configuración experimental

7.2.1 Banco de ensayo

En la Figura 7.1 se puede observar el banco de ensayo diseñado expresamente para la evaluación del mecanismo de múltiple rigidez articular. Se trata de una mesa construida con perfiles de aluminio que sirve de soporte a los componentes mecánicos y electrónicos del sistema. En ella es posible diferenciar dos zonas de operación asociadas con los componentes mecánicos: la zona base (o zona 1), formada por una placa de acero que sostiene al sistema de actuación articular; y la zona de impacto (o zona 2), formada también por una plancha de acero pero con una matriz de agujeros uniformemente distribuidos, que tiene como función servir de fijación al maniquí de impactos o sistema dummy (ver sección 7.2.2). Además, se resaltan otras dos zonas de operación que incluyen a los componentes electrónicos necesarios para la instrumentación y el control: la zona de instrumentación (o zona 3), que contiene a los sistemas de adquisición, acondicionamiento y controladores del motor; y la zona de control (o zona 4), constituida por un PC y un sistema de control en tiempo real, los cuales representan a la estación de observación y control de alto nivel, respectivamente.

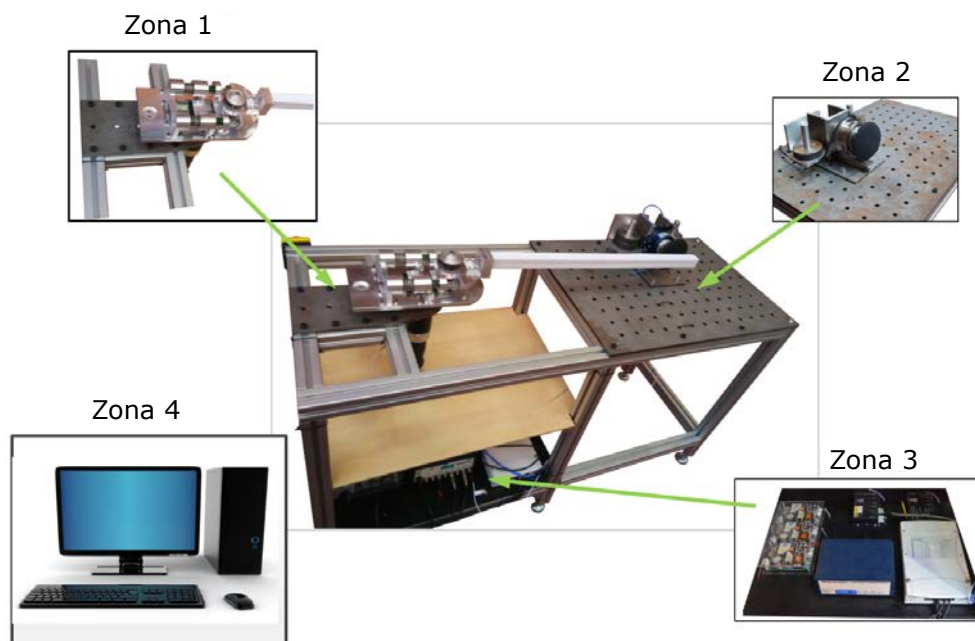


Figura 7.1 Banco de ensayo para brazo de 1 GDL con MMJS: base (zona 1), impacto (zona 2), instrumentación (zona 3) y control (zona 4).

La **zona base** soporta al sistema de actuación, garantizando que durante los ensayos el eje de rotación del motor este perpendicular al plano de la tierra, a fin de eliminar el efecto

que tiene la gravedad sobre la dinámica del sistema. El sistema de actuación esta constituido por un motor y una reductora. El motor que produce el movimiento de la articulación es un Maxon DC, modelo RE-50 de 200W, con un par nominal de $0,4Nm$ y par máximo de $8,92Nm$. El eje de salida del motor esta acoplado a una reductora planetaria, que ofrece una relación de transmisión 100:1, con una eficiencia del 90%, y par máximo continuo de $50Nm$ e intermitente de $75Nm$. El par generado por el motor es amplificado por la reductora y transmitido al eslabón a través del mecanismo elástico diseñado. Para ello, la placa base del MMJS es acoplada a la salida de la reductora y un eslabón de sección constante es unido solidariamente a la leva del dispositivo. Además, el eslabón es fácilmente reconfigurable, permitiendo modificar la sección, rigidez, masa o material del mismo.

La posición del eje motor se mide por un encoder incremental de $500ppr$ ubicado sobre el eje motor, mientras que la deflexión de la leva se mide a través de un encoder magnético incremental de $46080ppr$ ubicado sobre el eje de giro de la leva. Así mismo, el eslabón puede contar con un acelerómetro piezoeléctrico o sensor de impacto en su extremo para disponer una medición redundante de la fuerza generada durante el impacto.

En la **zona de impacto** se fija el sistema dummy, a una distancia del eje articular que puede ser ajustada entre 20 y 90cm, en función de las características particulares del ensayo. Además, el dummy tiene la capacidad de ser bloqueado, de forma que se imposibilite el deslizamiento de su masa y la consecuente compresión del muelle, con ello es posible realizar ensayos bajo condiciones rígidas o con el eslabón bloqueado. Dicho dummy ha sido instrumentado con un sensor de fuerza/par de 6 GDL, acoplado entre el chasis y el impactador, que permite obtener el vector de fuerza resultante del impacto. Dispone también de un acelerómetro piezoeléctrico que permite obtener datos de aceleración lineal, útiles para el cálculo de índices de lesión propios del análisis de impactos en cabeza como el HIC.

Las **zonas de instrumentación y control** contienen todos los dispositivos electrónicos encargados de la alimentación, acondicionamiento y regulación del MMJS y del banco de ensayo. El motor es regulado por un módulo controlador EPOS2 70/10 que está conectado a un dispositivo de control embebido, conocido como myRIO, a través de un bus de comunicación CAN. Un sistema de adquisición de datos, que opera en forma paralela al sistema de control, transmite información a través de un bus de comunicación USB, permitiendo registrar en el PC los datos provenientes de los sensores extrínsecos como: el encoder de la leva, acelerómetros y sensor de fuerza/par. Todos estos componentes, junto a un acondicionador de señales y una fuente de poder, están ubicados en una bandeja inferior dispuesta sobre el banco de ensayo.

7.2.2 Maniquí para ensayos de impactos: "Dummy"

Los maniqués para ensayos de impactos, son un instrumento antropométrico que permite simular el comportamiento dinámico del cuerpo humano, sometido a impactos o movimiento impulsivos. Su principal objetivo es estimar la gravedad de las lesiones a las que estaría expuesto un ser humano si fuera sometido a las mismas condiciones. El éxito de estos dispositivos depende de una correcta correlación entre las características físicas del ser humano y las del maniquí.

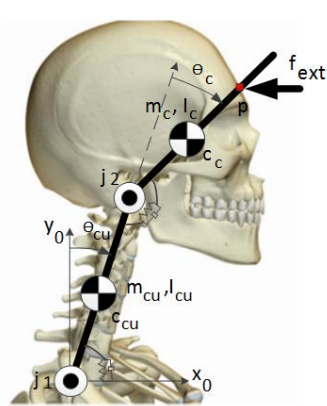
Hoy en día existen varios ejemplos de maniqués comerciales, que han demostrado un exitoso desempeño durante los test de colisión propios de la industria automovilística y aeroespacial. Sin embargo, el uso de maniqués para el análisis de seguridad durante la interacción física humano-robot es un tema apenas explorado [88, 111]. Preliminarmente, el desarrollo de test de colisión entre maniqués comerciales y robots parece poder aportar información relevante de los daños y lesiones, pero no deja de ser cierto también que estos maniqués fueron diseñados para un escenario de colisión muy diferente al que puede presentarse en el caso robótico, sobre todo en relación a la concentración de esfuerzos, magnitudes de aceleración y velocidad. Además, el elevado costo económico de estos dispositivos comerciales puede ser un impedimento difícil de sortear.

Como alternativa al uso de dummies comerciales, en esta investigación se ha optado por el diseño de un sistema mecánico simplificado, que permite emular la respuesta dinámica más significativa presente durante la colisión de un eslabón robótico y la zona frontal u occipital de la cabeza. Para ello, se ha considerado un escenario parcialmente restringido, donde el ser humano ve limitado su movimiento en espalda y extremidades (sentado con respaldo en espalda), pudiendo únicamente producirse un contacto entre el eslabón y las zona de interés de la cabeza, con el consecuente movimiento de extensión o flexión del cuello. Además, se consideró que el impacto es de corta duración, los picos de fuerza y aceleración tienen lugar en un tiempo menor a $50ms$, y por ende la contribución de la respuesta muscular no es considerada [137]. Bajo estas condiciones es posible simplificar el problema a la creación de un mecanismo que simule únicamente la dinámica del sistema cabeza-cuello de una manera pasiva.

En la literatura existen muchos modelos biomecánicos que aproximan el comportamiento cinemático y dinámico del cuerpo humano, al de un sistema mecánico multicuerpo constituido por eslabones rígidos articulados. Particularmente, para describir el sistema cabeza-cuello, es común el uso de modelos que poseen entre 1 y 5 GDL. Donde la cabeza, el torso y las vértebras son modelados como cuerpos rígidos, mientras que los tejidos blandos (por ejemplo: discos intervertebrales, articulaciones facetarias, ligamento y músculos) pueden ser modelados como elementos que aportan rigidez y amortiguamiento [62, 140, 276, 295].

Para el análisis específico de lesiones en cabeza o cuello, producto de un impacto frontal, muchos investigadores consideran modelos de 2 GDL. Donde el conjunto cabeza-cuello suele ser modelado a través de dos eslabones rígidos: el que representa al cuello y el que representa a la cabeza. Estos eslabones están conectados a través de dos articulaciones rotacionales: la que conecta al cuello con el torso y la que une al cuello con la cabeza. La reducción a un sistema de solo dos grados de libertad, se logra al desprestigiar la posible rotación de la primera vertebra dorsal (T1) y la deformación del cuello (entre las vértebras C1 y C7). Las bases para el modelado del conjunto cabeza-cuello como un sistema de dos eslabones rígidos fue formulada por [25, 291, 294]; y en la ilustración que acompaña a la Tabla 7.1 se pueden ver los detalles del mismo.

Tabla 7.1 Modelo biomecánico del sistema cabeza-cuello: ilustración y valores promedios.



Parámetros	Símbolo	Valor
Masa de la cabeza	m_c	4,59kg
Inercia de la cabeza	I_c	0,0210kgm ²
Centro de masa de la cabeza	$j_2 c_h$	0,045m
Rigidez de la articulación j_2	k_{c2}	11Nm/rad
Amortiguamiento en j_2	d_{c2}	0,215Nms/rad
Longitud de la cabeza	l_2	0,15m
Punto de contacto	$j_2 p$	0,08m
Masa del cuello	m_{cu}	1,2kg
Inercia del cuello	I_{cu}	0,0017kgm ²
Centro de masa del cuello	$j_1 c_{cu}$	0,05m
Rigidez de la articulación j_1	k_{c1}	16Nm/rad
Amortiguamiento en j_1	d_{c1}	0,4Nms/rad
Longitud del cuello	l_1	0,1m

La tabla 7.1 muestra los valores promedios que caracterizan al modelo de dos grados de libertad ilustrado en la misma tabla. Dichos valores fueron obtenidos en base a los ensayos experimentales de impactos llevados a cabo sobre voluntarios en [291], y sirven como datos de entrada al modelo aquí planteado. Una simplificación del conjunto cabeza-cuello, que considera su aproximación a un sistema mecánico con un único grado de libertad es un poco menos común. Sin embargo, ya ha sido utilizado para la identificación de los parámetros característicos del conjunto, producto de vibraciones en el plano horizontal [67], pero no para análisis de impactos.

El modelo presentado constituye una simplificación directa del modelo de 2 GDL descrito anteriormente. El objetivo de plantear un sistema aún más simplificado del conjunto cabeza-cuello es facilitar el diseño, fabricación y adaptación del mismo al banco de ensayo ya dispuesto. Para ello, fue considerado el modelo matemático en el espacio cartesiano del

sistema biomecánico de dos grados de libertad y la respuesta del mismo sobre una única coordenada cartesiana. Se supuso que la fuerza de contacto f_{ext} es aplicada sobre el punto p , con dirección paralela al eje x_0 (ilustración de la Tabla 7.1). La masa o inercia percibida en este punto, en respuesta a la fuerza de contacto, y conocida como masa efectiva (m_{ecc}), fue utilizada como masa equivalente del sistema. De igual forma, se determinó la rigidez efectiva k_c y el amortiguamiento efectivo d_c , visto desde el punto de contacto. Los valores de masa, rigidez y amortiguamiento efectivo son obtenidos como una transformación entre el modelo dinámico descrito en el espacio articular y su equivalente en el espacio cartesiano u operacional [8, 135]:

$$k_c^{-1} = u^T (J_{cc} K_{cc}^{-1} J_{cc}^T) u \quad (7.1)$$

$$m_{ecc}^{-1} = u^T (J_{cc} M_{cc}^{-1} J_{cc}^T) u \quad (7.2)$$

$$d_c^{-1} = u^T (J_{cc} D_{cc}^{-1} J_{cc}^T) u \quad (7.3)$$

Donde J_{cc} es la matriz jacobiana que relaciona a la velocidad lineal en el punto de contacto con las velocidades angulares de las articulaciones en el modelo, u es un vector unitario con igual dirección que la fuerza de contacto, y M_{cc} , K_{cc} y D_{cc} son las matrices de inercia, rigidez y amortiguamiento en el espacio articular respectivamente.

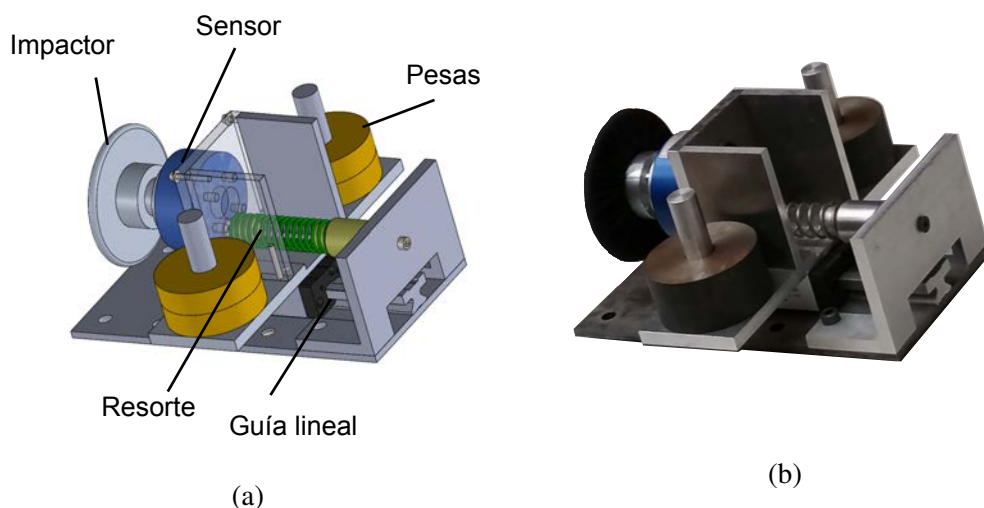


Figura 7.2 Dummy de 1 GDL en traslación: (a) modelo CAD y (b) prototipo.

Atendiendo a las transformaciones (7.1), (7.2) y (7.3), y considerando que el impacto causa únicamente una pequeña deflexión en el cuello, fue diseñado y construido un sistema mecánico equivalente para los ensayos de colisión. La Figura 7.2 muestra el modelo CAD y la implementación final del dummy, cuenta con un sistema de guía-patín sobre el cual se montará un chasis, que sostiene a las pesas necesarias para completar la masa $m_{ecc} = 4,62\text{kg}$.

Este chasis puede desplazarse linealmente en dos direcciones y esta acoplado a un muelle de rigidez $k_c = 425N/m$, con el fin de aportar la rigidez equivalente del cuello. Además, se incluyó un sensor de fuerza entre el chasis y el impactador con el fin de medir la fuerza de impacto. El modelo aporta unos resultados muy parecidos a los que podría aportar un modelo rotacional, ya que tanto la velocidad angular como la aceleración centrípeta de la cabeza, durante el impacto, puede considerarse despreciable en relación a la velocidad y aceleración tangencial.

7.2.3 Estructura de control

El esquema de control utilizado en esta investigación se ilustra en la Figura 7.3. Cuenta con un sistema de control de bajo nivel, constituido por dos controladores PI implementados sobre un dispositivo EPOS2 (controlador comercial de posición). El lazo de control más interno permite que el circuito eléctrico del motor (a) sea controlado a través de un controlador de corriente (b), para así regular el par motor τ_m . Este lazo de realimentación opera a alta velocidad ($10kHz$), lo que permite asumir que $i_m \approx i_{m,d}$. Un segundo lazo de control, puede ser conectado en cascada con el anterior, permitiendo que la velocidad del rotor (c), pueda ser regulada a través del controlador (d). Este bucle de control tiene un ancho de banda en el orden de $100Hz$, opera a una velocidad de $1kHz$, y al igual que con el lazo de corriente, es posible añadir al mismo una compensación prealimentada para mejorar el seguimiento, la cual no ha sido incluida en la Figura por razones de espacio.

El controlador EPOS2 permite también la obtención de los parámetros característicos de la dinámica del motor (e), como son: posición φ , velocidad $\dot{\varphi}$ y corriente i_m . Los cuales además de permitir el cierre de los lazos de control, también pueden ser enviados al controlador maestro para poder ser registrados y analizados. También es importante destacar la presencia de un sistema de adquisición de datos (f), que opera en paralelo al dispositivo controlador y permite medir los datos procedentes del eslabón de salida y del dummy.

La señal de referencia que gobierna al lazo de control de corriente, cuando se ve al motor como una fuente de par ($i_{m,d}$); así como la señal de referencia que gobierna al lazo de velocidad, cuando se ve al motor como una fuente de velocidad (φ_d); provienen del controlador que regula el par elástico. Dicho controlador, fue implementado en un dispositivo myRIO de National Instruments, que cuenta con un procesador en tiempo real y una FPGA. La FPGA fue configurada para adquirir la señal procedente del encoder magnético del MMJS y gestionar la comunicación por el bus CAN entre el myRIO (controlador maestro) y el EPOS2 (controlador esclavo). En tanto que el procesador en tiempo real, fue programado para ejecutar tanto el lazo de control que regula al par elástico, como el lazo de control que regula la impedancia mecánica, y por tanto la posición del eslabón de salida.

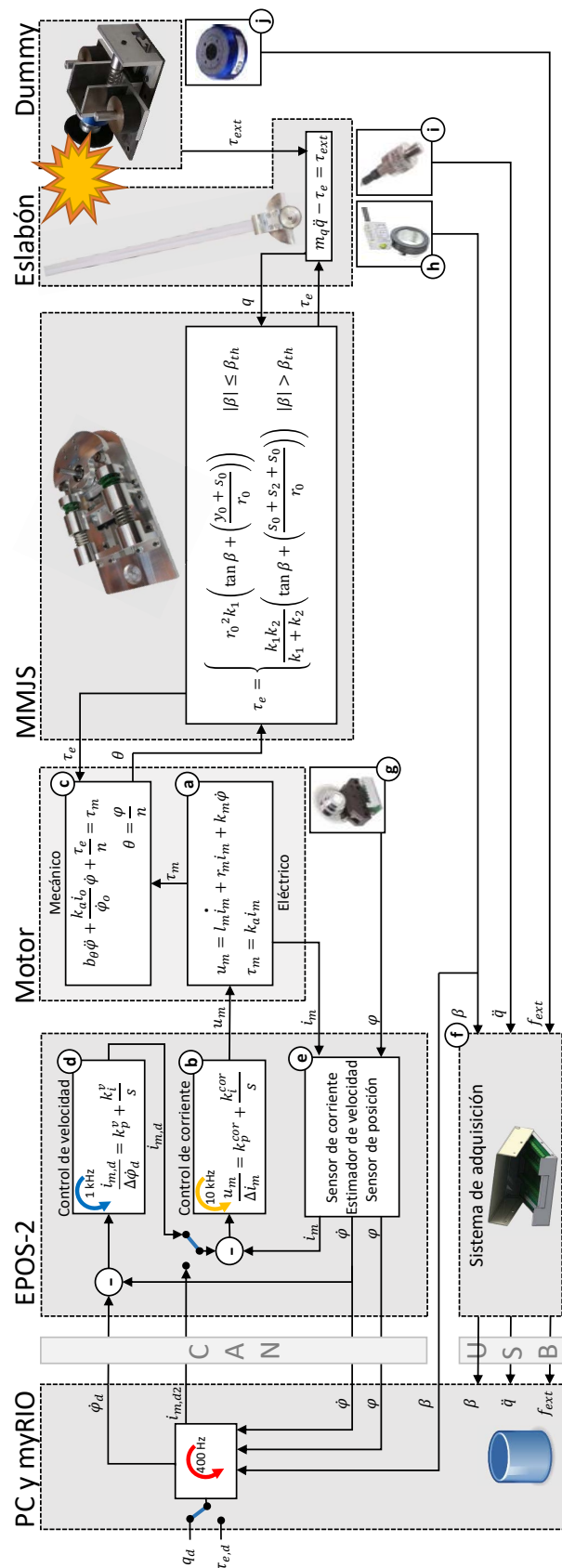


Figura 7.3 Configuración experimental para el brazo robot 1 GDL con MMSJ.

Tabla 7.2 Parámetros del diagrama experimental.

PC y myRIO	EPOS-2	Motor	MMSJ	Eslabón	Dummy
i_m	Corriente del motor	Inductancia del motor	ϕ_0	Velocidad sin carga	Corriente deseada del motor
$\Delta \phi_m$	Error de velocidad	Resistencia del motor	τ_e	Par elástico	Par articular deseado
k_p^v	Constante proporcional de velocidad	Constante de velocidad del motor	n	Relación de transmisión	Posición deseada del eslabón
k_i^v	Constante integral de velocidad	Posición del eje del motor	η	Eficiencia del reductor	Deflexión
u_m	Voltaje del motor	Par	θ	Posición inicial del reductor	Fuerza de contacto
Δi_m	Error de corriente	Constante de par	q	Posición del eslabón	
k_p^{cur}	Constante proporcional de corriente	Inercia de motor y reductora	m_q	Inercia del eslabón	
k_i^{cur}	Constante integral de corriente	Corriente sin carga	ϕ_{des}	Posición deseada del eje motor	

El controlador PI que regula el par elástico opera a una velocidad de ciclo de 400Hz , y utiliza la deflexión elástica β y el modelo elástico del MMJS, para estimar el par elástico actual del sistema $\hat{\tau}_e$. Mientras que el controlador PD que regula la impedancia mecánica de salida opera a una velocidad de 200Hz , y utiliza tanto la deflexión elástica, como la posición del eje motor para estimar la posición del eslabón de salida \hat{q} y generar la señal de consigna que necesita el lazo de par elástico.

El esquema de la Figura 7.3 incluye también las ecuaciones que describen la dinámica del circuito eléctrico y del sistema motorreductor, la ecuación que caracteriza el par elástico del MMJS, una simplificación de la ecuación propia del eslabón, el sistema dummy diseñado y todo el conjunto de sensores utilizados durante los ensayos: encoder motor (g), encoder de deflexión (h), acelerómetro (i) y sensor de fuerza/par (j). Además, bajo el diagrama se encuentra la Tabla 7.2, la cual alberga un resumen de todos los símbolos utilizados en el diagrama.

7.3 Ensayos con el MMJS

A fin de validar el comportamiento y las ventajas del mecanismo de múltiple rigidez articular diseñado, los resultados de los diferentes ensayos experimentales se presentan a continuación. La mayor parte de ellos fueron realizados sobre el banco de ensayo descrito en la sección anterior, con la configuración más apropiada para cada medición.

7.3.1 Caracterización en base a datos experimentales del MMJS

El primer ensayo realizado permitió comparar las curvas características del par elástico, obtenidas a través de la simulación con la herramienta *Simulink* de *Matlab*, con el comportamiento real del prototipo. Para ello, se ha fijado firmemente el eslabón de salida sobre la base del sensor de fuerza multi-eje, dispuesto en la zona de impacto del banco, y se ha instalado la rueda de un encoder incremental solidario al eje de rotación de la leva y su lector solidario a la leva. Luego, un par motor controlado fue aplicado sobre el eje de rotación del prototipo para generar una deflexión variable sobre el eje de la leva y la consecuente variación del par elástico articular.

En las Figuras 7.4a y 7.4b se muestra el par elástico versus las mediciones de deflexión adquiridas durante tres ciclos de carga y descarga. La Figura 7.4a evalúa el comportamiento del MMJS con muelles principales de baja rigidez ($15,4\text{kN/m}$), para dos casos diferentes: con y sin precompresión. La Figura 7.4b muestra el resultado de un ensayo idéntico pero con los muelles de media rigidez ($33,3\text{kN/m}$). En este sentido, el MMJS mostró una alta linealidad

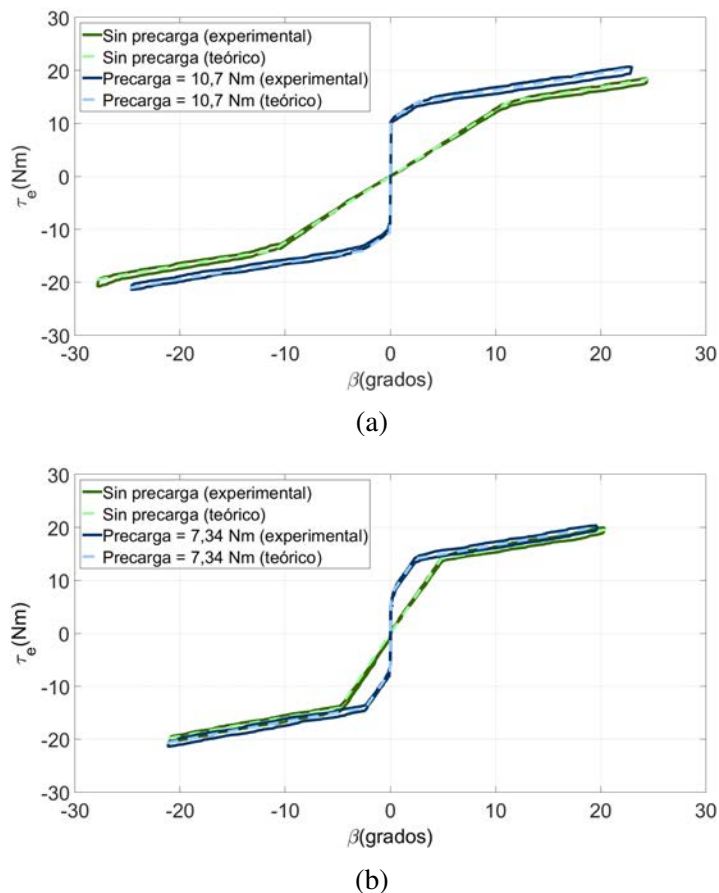


Figura 7.4 Característica elástica del MMJS (τ_e vs β). Incluye datos experimentales y resultados teóricos basados en el modelo matemático del MMJS. Contiene: (a) perfil elástico para $k_1 = 15,4 \text{ kN/m}$ y (b) perfil elástico para $k_1 = 33,3 \text{ kN/m}$.

a trozos, con mínimo efecto de histéresis, especialmente en la zona de aprovechamiento elástico, donde se obtuvo un R^2 superior a 0,96 al realizar la regresión lineal a partir de los datos experimentales.

7.3.2 Aprovechamiento de la dinámica natural

El segundo experimento realizado permitió demostrar la capacidad que posee el MMJS para reducir el consumo de energía durante movimientos periódicos. Para ello, se acopló una masa de $2,3 \text{ kg}$ a $0,6 \text{ m}$ del eje de rotación y se hizo oscilar la articulación, siguiendo una trayectoria sinusoidal con una amplitud de $0,18 \text{ rad}$. Simultáneamente se fue reduciendo paulatinamente la frecuencia de oscilación de 3 Hz a 1 Hz . El experimento fue repetido con diferentes valores de rigidez para los muelles principales ($15,4$, $33,3$ y 56 kN/m), pero siempre sin precarga

($F_{1S0} = 0$). Además, el MMJS operó en todo momento dentro de la primera región elástica o zona de aprovechamiento elástico.

En la Figura 7.5 se muestra el consumo de energía del MMJS para un ciclo completo, en función de la frecuencia de oscilación. Como se aprecia, el mínimo consumo de energía ocurre cuando la frecuencia de oscilación es más próxima a la frecuencia natural del sistema, la cual a su vez es dependiente del valor de rigidez seleccionado para los muelles principales y de la masa acoplada. Esto demuestra que la primera región elástica del MMJS puede ser programada para reducir el consumo de energía, y aprovechar el comportamiento elástico del prototipo, antes de superar el umbral de fuerza máxima que garantiza la seguridad.

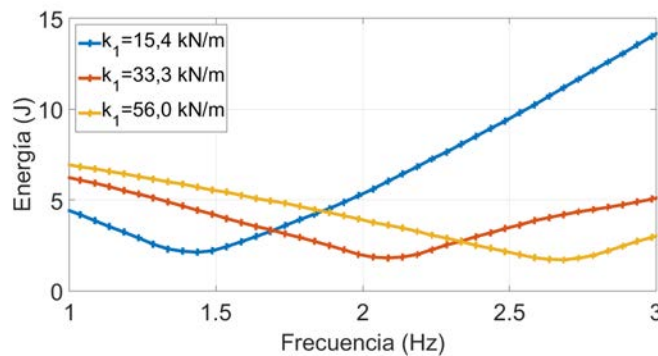


Figura 7.5 Consumo de energía del MMJS para diferentes frecuencias durante un período de oscilación, con $k_1 = 15,4 \text{ kN/m}$, $33,3 \text{ kN/m}$ y 56 kN/m .

7.3.3 Ensayo cuasiestático de seguridad

En el tercer experimento se aumenta paulatinamente el par motor en ambas direcciones hasta alcanzar el máximo límite de deflexión permitido (β_{max}). Para ello se mantuvo en todo momento el contacto entre el eslabón y el sistema dummy, causando un incremento gradual en la fuerza de contacto y el consecuente aumento de la deflexión.

La Figura 7.6 ilustra el comportamiento general del mecanismo durante este ensayo. Se trata de un conjunto de fotogramas que resumen los diferentes puntos de operación presentes en el MMJS. A partir de un par motor igual a cero, el incremento del mismo no causa un aumento de la deflexión hasta que se supera el primer par umbral (Figura 7.6d y Figura 7.6e). Luego de superar el primer umbral, se produce la paulatina compresión de los muelles principales (Figura 7.6c y Figura 7.6f), hasta alcanzar un par superior al segundo umbral (Figura 7.6b y Figura 7.6g), donde comienza la compresión de los muelles secundarios. Posteriormente, la compresión de los muelles puede continuar hasta llegar al punto de máxima deflexión (Figura 7.6a y Figura 7.6h).

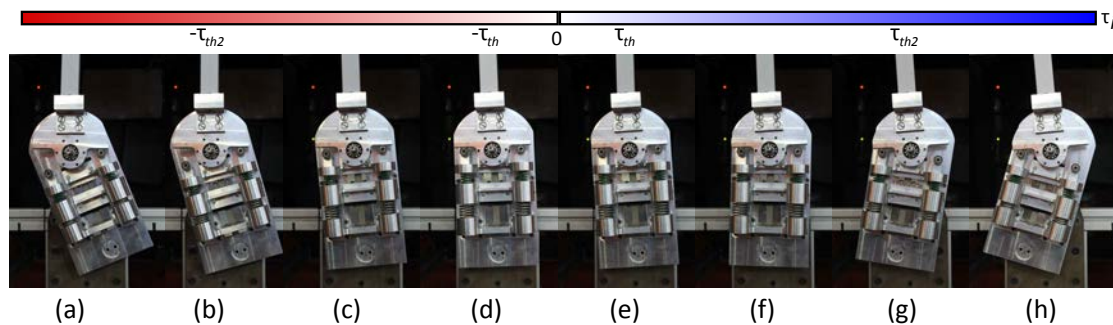


Figura 7.6 Diferentes puntos de operación del MMJS. Giro en dirección horario y antihorario: (d y e) momento en el que el par umbral es superado ($\tau_i = \tau_{th}$), (c y f) zona de uso elástico ($\tau_i < \tau_{th}$), (b y g) momento en el cual el segundo par umbral es superado ($\tau_i = \tau_{th2}$) y (a y h) máxima deflexión del mecanismo.

Para medir la fuerza de contacto se fijó un sensor de fuerza en el eslabón, justo en el punto de contacto y se repitió el ensayo para comparar el comportamiento de una articulación rígida con el del sistema elástico diseñado. La consigna de par motor fue ajustada de dos formas: *directamente*, a partir de la generación de una trayectoria suave para el par motor (de 0 a 0,2 Nm); e *indirectamente*, considerando que el lazo del par motor es un lazo interno del control de posición del eje motor, y generando una trayectoria suave de posición en el eje motor (de 0 a 0,62 rad). Además, durante los ensayos de fuerza se eliminó la precarga de los muelles principales.

La fuerza de contacto con el control directo del par motor se muestra en la Figura 7.7a. Debido a que se trata de un ensayo a baja velocidad, no se aprecia desacople entre las inercias, la fuerza de contacto en el caso rígido y flexible son prácticamente idénticas dado que la misma depende fundamentalmente del valor del par motor. Sin embargo, en la Figura 7.7b, donde se ilustra la fuerza de contacto con el control de posición, sí que se aprecia una sustancial reducción de la fuerza de contacto. El eslabón sin el MMJS produce una fuerza de contacto que aumenta rápidamente por encima de los 60 N, debido a que la alta rigidez del conjunto se traduce en una ligera deflexión articular y por ende un aumento en el par motor (hasta la saturación), para compensar el crecimiento del error de posición. Al repetir el ensayo con el MMJS incorporado en la articulación, la fuerza de contacto es sensiblemente reducida. La fuerza de contacto inicialmente aumenta a la tasa impuesta por los muelles principales del mecanismo, superado el par umbral (τ_{th2}) se produce un cambio de rigidez, causando que la fuerza de contacto aumente lentamente y no supere los 23 N. Evidentemente, la reducción de la fuerza de contacto es producto de la minimización del error de posicionamiento del eje motor gracias a la deflexión del mecanismo (Figura 7.7c), no permitiendo así el aumento excesivo del par motor.

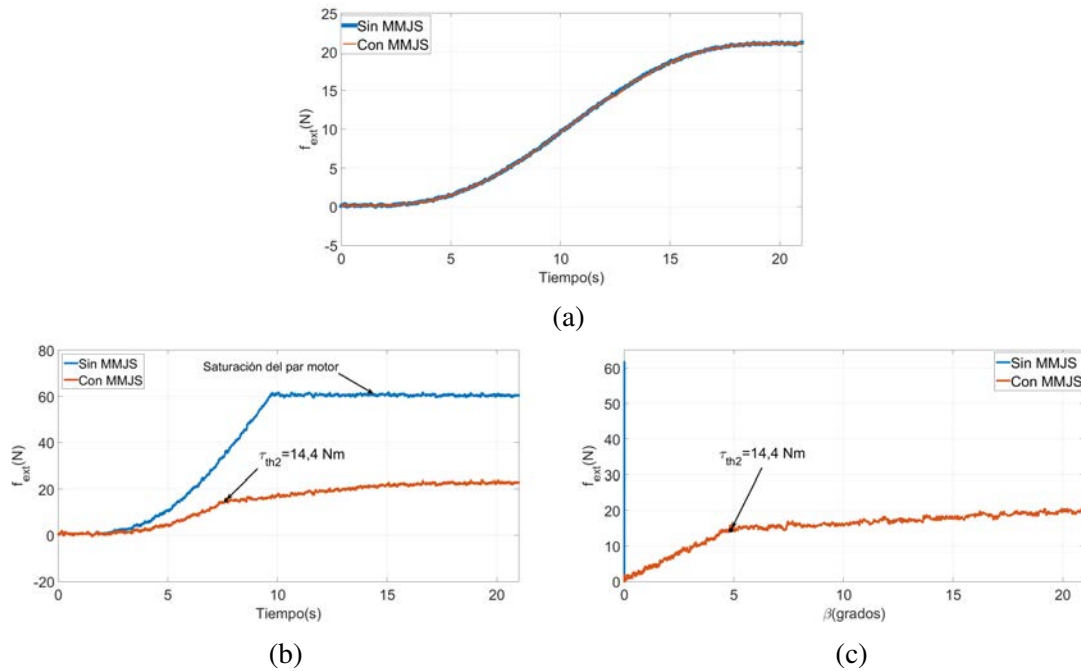


Figura 7.7 Ensayo cuasiestático: (a) fuerza de contacto vs tiempo con y sin el MMJS bajo regulación del par motor, (a) fuerza de contacto vs tiempo con y sin el MMJS bajo regulación de la posición del eje motor y (c) fuerza de contacto vs deflexión en el MMJS bajo regulación de la posición del eje motor.

7.3.4 Ensayo de seguridad para colisión dinámica

En esta sección se completa el estudio de seguridad del MMJS a través de un conjunto de ensayos de impacto. Para ello se utiliza nuevamente el banco de ensayo, se acopla el mecanismo de múltiple rigidez articular a la salida del sistema reductor del motor, y se conserva el eslabón rígido solidario a la leva del mecanismo. Además, se ubica al maniquí de impacto a 40cm del eje de rotación del sistema de actuación, de forma tal que la posición del eslabón sea perpendicular al maniquí en momento del impacto. En cuanto a la instrumentación, se ha hecho uso del sensor de fuerza multi-eje, dispuesto sobre el maniquí de impacto, y del encoder incremental para medir la deflexión del sistema elástico.

Se ha ensayado haciendo uso de tres configuraciones articulares: *rígida*, *simple* y *múltiple*. La configuración *rígida*, se consigue bloqueado el movimiento de la leva del MMJS con respecto al eje de giro de la placa base, haciendo que el eslabón sea solidario a la placa base del mecanismo y en consecuencia imposibilitando la compresión del sistema de muelles. La configuración *simple*, representa a una articulación elástica lineal, similar a un actuador elásticos serie (SEA), y se consigue bloqueando el desplazamiento del segundo soporte con respecto a la guía lineal, para así evitar la compresión de los muelles secundarios. Finalmente,

la configuración *múltiple*, hace uso del MMJS libre de restricciones, con muelles principales de baja ($15,4kN/m$) y alta ($94kN/m$) rigidez.

En cuanto al maniquí, y a fin de representar diferentes escenarios de colisión, se ha hecho uso de dos tipos de cubiertas para recubrir al impactador: *blanda* y *rígida*. La cubierta blanda, recubre a todo el impactador con $2cm$ de una espuma de poliuretano que suele ser comercializada para aplicaciones anti-vibraciones o anti-impacto. Dicha cubierta, posee una densidad de $100Kg/m^3$ y tiene un módulo elástico aproximado de $10MPa$ para ensayos dinámicos a compresión. Por otro lado, la cubierta *rígida*, más que una cubierta es un trozo de madera de $5cm$ de grosor, el cual sustituye al impactador. La madera de este impactador posee un módulo elástico aproximado de $4,8GPa$, permitiendo obtener una rigidez equivalente de contacto similar a la del hueso frontal de la cabeza, gracias al ajuste de la superficie de contacto.

Los ensayos realizados han consistido fundamentalmente en hacer impactar el eslabón del manipulador de 1 GDL contra el maniquí, a diferentes velocidades (*baja* y *alta*). Además, repetir dicho ensayo para incluir en el análisis a las tres configuraciones articulares (*rígida*, *simple* y *múltiple*), y a las dos tipos de coberturas (*blanda* y *rígida*). Para ello, y en base al control de la posición del eje del motor, se ha generado una trayectoria suave en posición (similar a la descrita en la sección 4.5.1), que pretende llevar al eslabón desde un punto inicial *a*, ubicado a 50 grados a la derecha del maniquí a un punto final *b*, ubicado a 50 grados a la izquierda del maniquí.

El conjunto de gráficas que se muestran en la Figura 7.8 son el resultado de los ensayos de impactos llevados a cabo bajo las condiciones antes descritas. Las cuatro gráficas superiores muestran el resultado de los ensayos a baja velocidad ($0,5m/s$ en el punto de contacto), mientras que las cuatro gráficas inferiores ilustran los resultados a alta velocidad ($2,5m/s$ en el punto de contacto). Además, el conjunto de gráficas que están en la columna izquierda hacen uso de los muelles principales de baja rigidez (para las configuraciones *simple* y *múltiple*), mientras que el conjunto de gráficas de la columna derecha hace uso de los muelles principales de alta rigidez (para las configuraciones *simple* y *múltiple*). Asimismo, las filas 1 y 3 de este grupo de gráficas, son ensayos llevados a cabo sobre la cubierta *blanda*, mientras que las gráficas de las filas 2 y 4 muestran el resultado de ensayos llevados a cabo sobre la cubierta *rígida*.

Las figuras muestran el valor de la fuerza externa correspondiente al primer pico de contacto, y como es de esperar, los resultados de estos ensayos validan en gran medida el conjunto de ideas presentadas en el Capítulo 3; donde se analizó la influencia de distintos parámetros del manipulador sobre la gravedad de las lesiones. En este sentido, y a partir de las gráficas contenidas en la Figura 7.8, se puede apreciar:

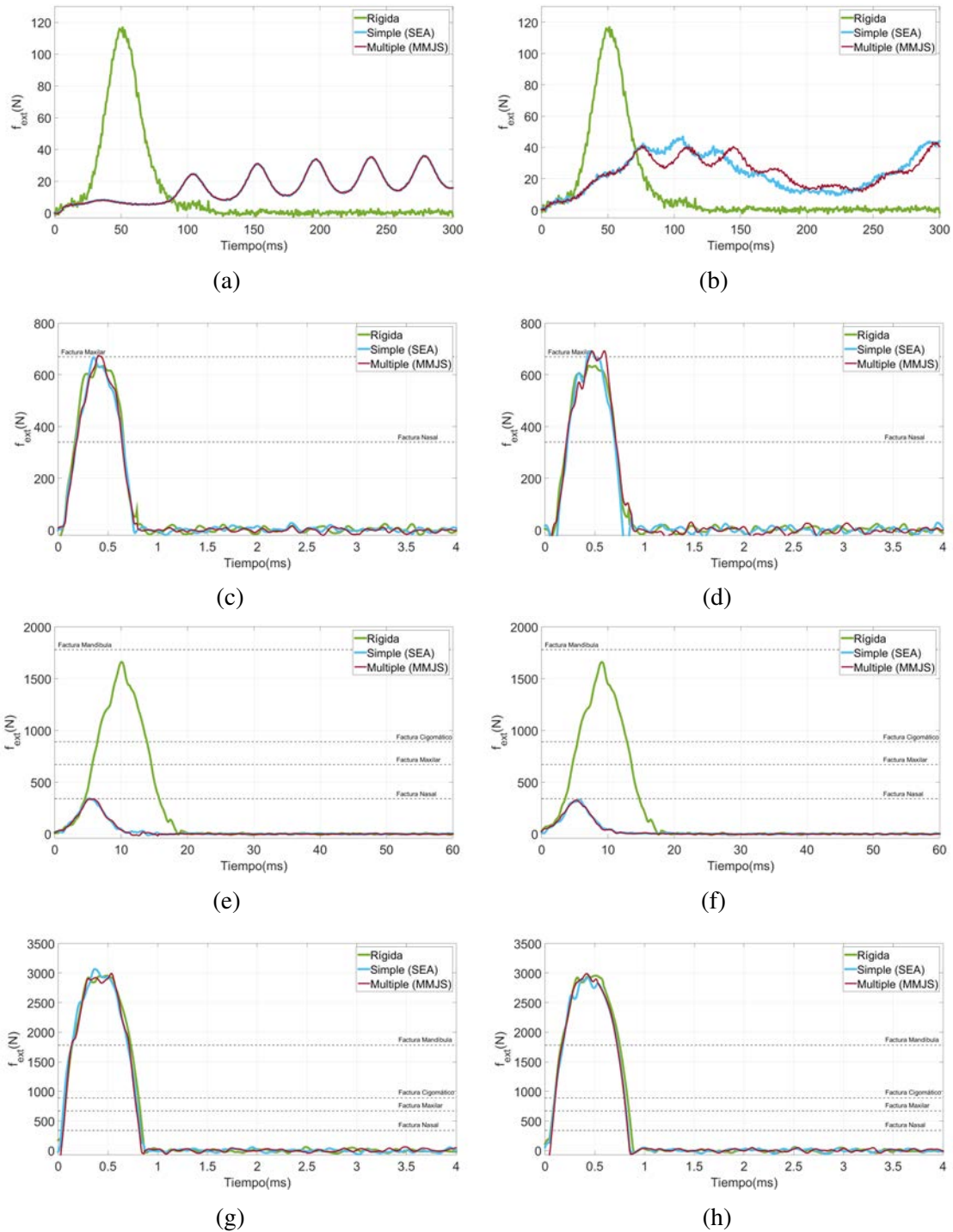


Figura 7.8 Fuerza externa ante diferentes condiciones dinámicas de impacto: (a) impacto con baja rigidez, sobre cubierta blanda, a $0,5m/s$; (b) impacto con alta rigidez, sobre cubierta blanda, a $0,5m/s$; (c) impacto con baja rigidez, sobre cubierta rígida, a $0,5 m/s$; (d) impacto con alta rigidez, sobre cubierta rígida, a $0,5m/s$; (e) impacto con baja rigidez, sobre cubierta blanda, a $2,5m/s$; (f) impacto con alta rigidez, sobre cubierta blanda, a $2,5 m/s$; (g) impacto con baja rigidez, sobre cubierta rígida, a $2,5 m/s$; (h) impacto con alta rigidez, sobre cubierta rígida, a $2,5m/s$.

1. ***Un sensible incremento en la fuerza de contacto como consecuencia del aumento de la velocidad de impacto***, siendo este parámetro el que condiciona en mayor proporción el valor máximo de la fuerza. El pico máximo de fuerza en los ensayos de las Figuras 7.8a-7.8d es siempre superior a lo de las Figuras 7.8f-7.8i.
2. ***Una considerable reducción de la fuerza de contacto gracias al uso de cubiertas blandas de poliuretano***. Este hecho es más relevante cuando se compara la fuerza de contacto producto del impacto entre la configuración rígida y el maniquí, con y sin cubierta blanda. Por ejemplo, para el caso de alta velocidad, la fuerza de contacto máxima de la articulación rígida pasa de 3000N (Figura 7.8g) a 1650N (Figura 7.8e); y en el caso de baja velocidad cambia de 680N (Figura 7.8c) a 118N (Figura 7.8a), únicamente gracias al uso de la cubierta blanda.
3. ***Poca influencia en la variación de la rigidez de los muelles principales del mecanismo sobre las características del impacto***. Existe una fuerte simetría entre las curvas de la columna izquierda (de baja rigidez) y derecha (de alta rigidez). Esta afirmación es válida al menos para del rango de valores de k_{mms} seleccionados para los ensayos. Este hecho está en consonancia con los resultados obtenidos en los capítulos previos, donde todo el subconjunto de valores que pueda tomar la rigidez articular por debajo del *umbral de desacoplo*, hacen que la inercia del sistema de actuación se encuentre desvinculada de la inercia del eslabón, mientras que todo el subconjunto de valores de rigidez superiores a dicho umbral, consiguen precisamente lo contrario, acoplar el de las inercias.
4. ***Un fuerte relación entre las propiedades elásticas del contacto y la ubicación del umbral de desacoplo***. Durante todos los ensayos llevados a cabo sobre la cubierta rígida, no se encontró diferencias significativas en cuanto a los valores máximos alcanzados por la fuerza de contacto. Esto se debe principalmente, a que en dicho escenario de impacto las rigideces articulares evaluadas ya son inferiores al umbral de desacoplo. Particular interés tiene la configuración articular rígida, donde la rigidez intrínseca de la reductora (estimada en $5,7 \times 10^4 \text{ Nm/rad}$) demostró ser ya garantía de desacoplo en este caso (ver Figuras 7.8c-7.8d y Figuras 7.8g-7.8h).

Por otro lado, los ensayos llevados a cabo sobre la cubierta blanda, si destacan la importancia de la inclusión de elementos flexibles a nivel articular. En ellos si se aprecia una significativa reducción del primer pico de fuerza en aquellos ensayos que incluyen elementos elásticos a nivel articular (configuración *simple* y *multiple*). Para

apreciar dicho efecto, se puede ver la diferencia en la señal de fuerza de las diferentes configuraciones en las Figuras 7.8a-7.8b y Figuras 7.8e-7.8f.

Este fenómeno está acorde al descrito en el Capítulo 3, donde se demostró que la baja inercia del eslabón (en relación a la masa equivalente del maniquí), así como una rigidez equivalente del sistema articular por debajo a la rigidez del contacto, hacen de los dispositivos elásticos articulares un elemento útil al momento de reducir la fuerza de contacto. Y el valor umbral de desacoplo se reduce con la rigidez del contacto, pudiendo o no entonces, requerir de la incorporación de un elemento elástico a nivel articular.

5. ***Gran similitud entre la respuesta de la configuración simple (SEA) y la respuesta de la configuración múltiple (MMJS).*** Independientemente de la rigidez articular, la velocidad de impacto o el tipo de cubierta, el máximo pico de fuerza alcanzado por la configuración simple y por la configuración múltiple del prototipo, no muestran diferencia significativa. La rapidez con la que ocurre el pico de fuerza, en el orden de pocos milisegundos en el caso rígido (Figuras 7.8c-7.8d y Figuras 7.8g-7.8h y de decenas de milisegundos en el caso blando (Figuras 7.8a-7.8b y Figuras 7.8e-7.8f), se traducen en una escasa variación de la deflexión del mecanismo y por ende su permanencia en la zona de aprovechamiento elástico.

En la Figura 7.8b, se realiza el ensayo de impacto en las condiciones más favorables para alcanzar la zona de seguridad del dispositivo, a saber: baja velocidad, cubierta blanda y alta rigidez articular (pequeña zona de aprovechamiento elástico). Este es el único caso donde se puede apreciar una diferencia entre las dos configuraciones. Sin embargo, el cambio a la zona de seguridad ocurre después de que el máximo pico de fuerza ha sido alcanzado, razón por la cual no se traduce el mismo en una reducción de la máxima fuerza de impacto.

La Tabla 7.3 complementa los resultados mostrados en Figura 7.8. Muestra los valores máximos de aceleración y las estimaciones realizadas sobre distintos criterios de lesión en cabeza (HIC_{36} y $3ms$) y cuello (NIC). En ella se incluye únicamente los resultados del MMJS como dispositivo flexible, dada la similitud con los resultados del SEA a nivel dinámico. Destaca nuevamente, una gran semejanza en el riesgo de lesión ante contactos rígidos, independientemente de la configuración utilizada; una notable reducción en los criterios de lesión producto de la colocación de la cobertura blanda, y una mayor reducción con la combinación de cubierta blanda y articulación flexible.

En los ensayos de baja velocidad, se aprecia que la cubierta blanda permitió una reducción de la aceleración máxima superior al 80% respecto a la configuración rígida, reducción a la

Tabla 7.3 Aceleración máxima del maniquí e índices de lesión para distintas configuraciones.

Velocidad	Cubierta	Configuración	$a(m/s^2)$	HIC_{36}	$3ms$	NIC
Baja $0,5m/s$	Blanda	Rígida	23,67	0,15	2,41	1,92
		Múltiple	1,62	0,03	0,17	0,13
	Rígida	Rígida	146,08	0,26	2,26	11,68
		Múltiple	145,81	0,25	2,22	11,67
Alta $2,5m/s$	Blanda	Rígida	353,22	32,37	33,57	28,57
		Múltiple	73,20	0,39	6,67	5,86
	Rígida	Rígida	644,82	14,81	12,98	51,59
		Múltiple	648,71	14,73	12,73	51,90

cual se suma un 15% adicional cuando se incluye el MMJS. Los ensayos a alta velocidad muestran un resultado similar, aunque con una reducción un tanto menor, de 45% respecto a la configuración rígida, y 43% adicional si se incorpora el MMJS. Esta reducción de la aceleración se hace presente para cualquiera de los tres valores de rigidez examinados, encontrándose proporciones similares.

En relación a las consecuencias del impacto, se aprecia que los valores del HIC_{36} se mantiene siempre muy por debajo de los niveles considerados como críticos en la literatura de accidentes automovilísticos, en el peor de los casos su valor no es superior a 33, lo que se asocia a una probabilidad inferior al 1 % de sufrir una lesión leve (severidad AIS nivel 1). Con respecto al criterio de $3ms$, se presenta una situación muy similar, con un máximo de 33g muy por debajo de los 80g que se asocian como límite de fractura en cráneo. Finalmente, los valores estimados para el NIC si superan los $15m^2/s^2$ que se asocia con la rotura de tejidos a nivel de cuello, siendo los ensayos a alta velocidad con cubierta rígida los que presentan mayor riesgo.

Los umbrales de estos criterios de lesión parecen contradictorios con los valores de fuerza que si superan el límite de fractura de algunos huesos craneales y faciales. La razón fundamental de ello es que dichos límites están asociados a impactos con características dinámicas muy diferentes a las que se pueden presentar en la robótica asistencial, sobre todo en lo referente a la inercia reflejado por el objeto que impacta sobre la cabeza.

7.4 Resumen

En este capítulo se ha documentado los ensayos llevados a cabo a fin de validar la influencia y características principales del mecanismo de múltiple rigidez articular diseñado e implementado en el Capítulo 5 y 6. Comenzó ofreciendo una descripción del banco de ensayo, el cual se trata de un manipulador de 1 GDL, articulado por el MMJS, e instrumentado

con un conjunto de sensores de posición, aceleración y fuerza. Asimismo, se brinda una detallada descripción del diseño e implementación de un maniquí de ensayo de impacto, que representa la dinámica del sistema cabeza-cuello, cuando es sometido a un contacto en la zona frontal del cráneo. Para luego aportar detalles sobre la implementación del sistema de control, encargado de regular el movimiento de la articulación y adquirir los datos necesarios para el análisis.

En relación a los ensayos, se ha documentado la caracterización experimental del MMJS a partir de la curva del par elástico vs deflexión, obteniendo curvas muy próximas a las predichas por el modelo matemático. También, se ha evaluado el uso del MMJS en la zona de aprovechamiento elástico a través de un análisis de consumo de energía para movimientos oscilatorios, encontrándose el posible aprovechamiento en la reducción de energía a través de la correcta sintonización de los muelles principales del mecanismo. Luego, se han incorporado ensayos cusi-estáticos de seguridad, que reflejan una sensible reducción en la fuerza de contacto con respecto al acoplamiento rígido, producto de la reducción del error de posicionamiento en el eje del motor y la consecuente reducción del par motor. Finalmente, los ensayos de seguridad dinámicos (impactos) muestran una disminución en la fuerza de contacto y en los índices de lesión importante, gracias a la combinación del sistema articular flexible planteado y al uso de cubiertas blandas.

Capítulo 8

Conclusiones

Esta tesis ha presentado un conjunto de aportaciones útiles para el análisis y desarrollo de manipuladores robóticos destinados a coexistir y/o cooperar con los seres humanos. Su principal objetivo ha sido facilitar la necesaria adecuación de los paradigmas de diseño de los manipuladores robóticos tradicionales a un espacio de trabajo compartido, en el cual es imprescindible garantizar la segura y útil interacción con el humano. Subrayando además, como principal factor de riesgo, la inherente posibilidad de que se produzca un contacto involuntario entre humano y robot.

Para abordar el desafiante problema de garantizar la seguridad de los seres humanos que comparten espacio con robots, fue necesario definir claramente lo que implica la pHRI segura y lo que se ha logrado hasta ahora en términos de normalización, métricas y métodos de seguridad. En este sentido, la tesis ofreció una exhaustiva revisión de la literatura biomecánica, deportiva y forense, a fin de describir los principales métodos de cualificación y cuantificación de lesiones producto de contactos directos (colisiones). También, revisó las principales referencias de modelos biomecánicos del cuerpo humano con el propósito de dar a conocer las técnicas de análisis dinámicos más comunes para la simulación y el análisis de contactos. Puntualizó las principales normativas de seguridad asociadas con la robótica comercial, destacando aquellas donde se contempla la presencia del ser humano. Además, repasó las principales técnicas para la minimización de los efectos no deseados de un contacto físico imprevisto, incluyendo métodos basados en el diseño mecánico, como: la limitación del rendimiento, el uso de cubiertas y la incorporación de elementos flexibles; así como los basados en la planificación y control de movimiento.

Como contribución al análisis de seguridad, se han descrito los aspectos más relevantes que condicionan el nivel de daño. Dentro de su conceptualización, se ha hecho referencia a

tres grupos de parámetros: los relacionados con *el robot*, los asociados con *el humano* y los que tienen que ver propiamente con la dinámica del impacto o *el mecanismo de contacto*. En cuanto al robot, se ha descrito un conjunto de características y propiedades dinámicas relevantes y útiles para la implementación de los algoritmos de detección y reacción de colisiones. Además, se ha planteado un modelo simplificado del manipulador para la simulación de impactos, el cual considera la velocidad y masa efectiva del manipulador en el punto de contacto, así como la descomposición de su masa en caso de incluir elementos elásticos articulares en el diseño del manipulador. Con relación al ser humano, se han supuesto dos regiones de interés: la formada por el conjunto cabeza-cuello y la que alberga toda la región torácica. En base a esta zonificación, se han considerado dos modelos dinámicos, que ofrecen como principal aportación la expansión del modelo de contacto de Wassink y Stramigioli [290], la validación de los mismos en base a los datos de impactos sobre cadáveres disponibles en la literatura, y la posterior integración de ellos en un modelo dinámico de impacto humano-robot.

En base al modelo de impacto humano-robot, se ha podido realizar un conjunto de simulaciones y análisis paramétricos, destinados a mejorar la comprensión que se tiene sobre la influencia de diferentes parámetros característicos del impacto. Dentro de los parámetros analizados, se encuentran: la masa del robot, la velocidad del contacto, las propiedades superficiales del contacto, el comportamiento post-impacto del robot y la rigidez articular.

En relación al potencial de daño de un impacto sobre la cabeza y el tórax, las simulaciones mostraron una saturación ante incrementos relativamente bajos de la masa del robot. Por lo cual, el nivel de lesión depende fundamentalmente de la velocidad del impacto cuando la masa efectiva del manipulador supera el umbral de saturación, y de la velocidad y la masa, cuando el robot refleja una masa inferior a dicho valor umbral. Además, se apreció que el valor de dicho umbral de masa depende de la velocidad y de las propiedades elásticas del contacto.

Con respecto a las propiedades superficiales del contacto, se encontró que las modificaciones geométricas que permiten el aumento de la zona de contacto durante la colisión, pueden favorecer la reducción del esfuerzo de compresión y en consecuencia la reducción del nivel de daño. Sin embargo, y basado en la variación del radio de curvatura de la superficie de contacto del robot, estas modificaciones parecen tener una temprana saturación. Asimismo, el uso de cubiertas blandas demostró ser muy útil para la reducción del potencial de daño ante el impacto sobre la cabeza. Siendo el módulo de Young y el grosor de la cubierta, los dos parámetros más importantes a considerar para su elección. Un módulo de

Young relativamente bajo, reduce significativamente la fuerza de contacto, pero requiere un mayor grosor de cubierta para ser efectivo, en comparación con cubiertas cuyo módulo es relativamente más alto.

En cuanto a los sistemas reactivos o comportamiento post-impacto del robot, que están evidentemente condicionados a la velocidad del sistema de comunicación y del lazo de control, pueden en el caso de colisiones flexibles (ocurridas en regiones del cuerpo poco rígidas o en presencia de cubiertas blandas) o ante impactos con restricciones, ser una medida eficaz para la reducción del daño. Dentro de los sistemas de reacción, el basado en admitancia demostró durante las simulaciones realizadas ser el de mejor desempeño a nivel de atenuación de la fuerza de colisión y reducción del tiempo de contacto.

Finalmente, con respecto a los beneficios que pueda ofrecer la reducción de la rigidez articular como mecanismo de minimización de daños, las simulaciones y la posterior validación experimental, demostraron que la misma está profundamente condicionada a las características dinámicas del entorno y del robot. Para colisiones rígidas, la flexibilidad de una transmisión mecánica típica parece ser suficiente para garantizar el desacoplo de la inercia del sistema de actuación, mientras que para colisiones flexibles, se requiere una reducción aun mayor de la rigidez articular si se pretende atenuar el efecto de la inercia del sistema de actuación. Como complemento a este análisis, en esta tesis se ha estudiado las consecuencias de la eventual incorporación de un sistema elástico articular variable existente (AwAS), dentro de un brazo robótico asistencial conocido (ASIBOT). Para ello, se presentó y evaluó una estrategia de control de posición y rigidez articular, que permitió el seguimiento simultáneo y desacoplado de trayectorias independientes de posición y rigidez. También a través de simulaciones, se pudo demostrar la estabilidad de la estrategia de control sobre el rango de operación típico de este manipulador, obteniéndose errores de seguimiento de rigidez y posición muy bajos. De este modo, se encontró que el ajuste de la rigidez articular, para un determinado rango de valores, permitió una ligera reducción de la fuerza de impacto y de los índices de severidad, para la condición de impacto mas crítica.

Sin embargo, el antagonismo presentado sobre el incremento en la masa efectiva del manipulador y el desacoplo de la inercia del sistema de actuación, así como el crecimiento en el número de dispositivos electromecánicos para el control de la rigidez, sugirió un particular interés por el diseño de dispositivos elásticos pasivos, que aporten menos peso y mayor robustez ante fallos. A este respecto, y como aportación al diseño de sistemas mecánicos para la seguridad, en este trabajo se ha diseñado, fabricado y ensayado con un sistema de múltiple rigidez articular conocido como MMJS. El cual no es más que un sistema mecánico

pasivo que consiste en un conjunto de muelles lineales, precargados y dispuestos de manera que permite aprovechar las ventajas de los actuadores elásticos serie y limitar el máximo par aplicable durante un contacto inesperado.

El principio de funcionamiento del MMJS lo diferencia del resto de dispositivos elásticos articulares conocidos, al contar con tres zonas de operación de diferente rigidez articular, las cuales pueden ser configuradas o incluso suprimidas durante la etapa final del diseño, atendiendo así a las necesidades particulares de la aplicación. La primera zona de operación aporta una alta rigidez, similar a la de una articulación rígida convencional, y su par umbral se ajusta a través de la precarga impuesta a los muelles principales. La segunda zona de operación, posee un valor medio de rigidez que puede ser aprovechado para maximizar una dinámica en particular, sintonizando correctamente el valor de la rigidez de los muelles principales, tal como quedó validado en los ensayos de consumo de energía. Finalmente, la tercera zona de operación se alcanza cuando el par externo excede el umbral impuesto por la precarga de los muelles secundarios, facilitando entonces la aparición de una rigidez articular baja la cual mostró ser útil para la reducción de la fuerza de contacto por aprisionamiento en los ensayos cuasiestáticos.

Por otra parte, el análisis del MMJS desde el punto de vista del control de impedancia, permitió validar su capacidad de limitar la fuerza máxima aplicada sobre el efector final, sin causar una reducción mayor en el ancho de banda del controlador, sin inducir vibraciones indeseadas y sin producir errores estáticos. Se observó que existen dos factores que condicionan la reducción de la impedancia mecánica de salida del sistema: uno activo y otro pasivo. El primero, es consecuencia directa de los valores característicos del controlador de par e impedancia, y se hace más notable en la banda de baja frecuencia. Mientras que el segundo, es fruto de la presencia de elementos elásticos en el MMJS, es más notorio en la banda de alta frecuencia, e impone un límite superior a la impedancia mecánica del sistema, el cual es próximo a la rigidez del mecanismo (k_{mmjs}) si la masa del eslabón de salida es despreciable o al valor de dicha masa (m_q) en caso contrario. Finalmente, y utilizando el análisis de estabilidad y pasividad, se calcularon los límites paramétricos de control para garantizar su estabilidad ante el contacto físico contra otro sistema pasivo, hallándose importantes condicionantes en el valor máximo de k_i^r , k_p^q y en la presencia de amortiguamiento dentro del dispositivo elástico.

8.1 Contribución científica

La investigación asociada al desarrollo de esta tesis ha dado lugar a las siguientes publicaciones científicas y participaciones en congresos:

1. J Medina, P. Lozano, A. Jardón and C. Balaguer. "Design and characterization of a novel mechanism of multiple joint stiffness (MMJS)". Presented at 2016 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems (IROS). Daejeon, 2016, pp. 2444-2451. DOI: 10.1109/IROS.2016.7759381.
2. J. Medina, A. Jardón and C. Balaguer. "Control desacoplado de un actuador de rigidez variable para robots asistenciales". Revista Iberoamericana De Automática E Informática Industrial RIAI. Volumen 13, Issue 1, Año 2016, pp. 80-91. DOI: 10.1016/j.riai.2015.11.002.
3. J. Medina, P. Lozano, A. Jardón and C. Balaguer. "Mechanism of multiple joint stiffness for the better performance and the safety physical interaction human-robot," in Advances in Cooperative Robotics. Proceeding of the 19th International Conference on CLAWAR 2016, pp. 791-794. DOI: 10.1142/9789813149137.0092.
4. J. Medina and P. Vélez. "Soft robotic": Una nueva generación de robots. Maskana. Volumen 5, Año: 2014, pp. 109-118. e-ISSN: 2477-8893.
5. J. Medina, "Seguridad durante la interacción física humano robot". I Congreso Internacional de Ingeniería de Software, Telecomunicaciones, Electrónica y Diseño Gráfico (CIISTEDG-TIE). Facultad de Informática y Electrónica. Escuela Superior Politécnica de Chimborazo. Ecuador 2014.

8.2 Trabajos futuros

Vencer todas aquellas barreras que obstaculizan la salida de los robots, de espacios restringidos a entornos dinámicos y compartidos con el hombre, probablemente continuará siendo el objetivo fundamental de la robótica en las próximas décadas. Y particularmente, garantizar la interacción física segura se proyecta como la primera meta tangible a superar, para alcanzar la plena coexistencia y cooperación.

El trabajo de investigación aquí presentado representa apenas un punto inicial para nuevos avances dirigidos a facilitar el acercamiento entre humanos y robots. Sin embargo, los resultados obtenidos son muy valiosos de cara a definir futuras líneas de investigación.

Por tal motivo, a continuación se plantean un conjunto de áreas temáticas que se pueden proyectar como trabajos futuros tras la presentación de esta disertación. Entre ellas destacan:

Biomecánica de lesiones: el análisis de daño tras el impacto ha sido tratado en este trabajo desde el punto de vista de la biomecánica de lesiones y la medicina forense. En este sentido, los ensayos y análisis de daños basados en impactos directos sobre zonas específicas del cuerpo son el caso más relevante para la robótica. Dichos ensayos han permitido determinar y verificar la tolerancia a lesiones, y desarrollar mecanismos de medición que permiten correlacionar parámetros del impacto (fuerza o aceleración) con la probabilidad de lesión. De hecho, el modelo de impacto aquí presentado se ajustó y validó en base a un nutrido conjunto de datos procedente de estos ensayos.

A pesar de ello, existe una sustancial diferencia entre las condiciones dinámicas que caracterizan a los ensayos procedentes de la industria automovilística y a los que caracterizan al impacto en términos de la robótica actual. Además, los criterios de tolerancia en el primer caso parecen estar mayoritariamente relacionados con lesiones de extrema gravedad, mientras que la robótica requerirá análisis de tolerancia basados en términos de lesiones leves, dolor o incluso sensaciones de confort. Esta diferencia abre la puerta al desarrollo de una rama de la biomecánica de lesiones, dedicada al análisis de las condiciones y necesidades propias de la coexistencia y cooperación con robots. Con respecto a esto, el modelo de impacto aquí validado puede ser enriquecido con la información de ensayos específicos, permitiendo de esta manera evaluar nuevos escenarios de impacto, nuevas zonas del cuerpo y nuevos criterios de tolerancia.

Normativa de seguridad: la normativa existente en relación a la seguridad en espacios compartidos es aún muy incipiente. Las especificaciones técnicas donde se comienza a tratar los elementos más importantes asociados con la seguridad del ser humano en presencia de robots son limitadas. En este sentido, el desarrollo de protocolos para la certificación de la seguridad de nuevos robots surge como un requisito urgente para la validación y comercialización de manipuladores robóticos que puedan ser plenamente integrados al dominio humano. Por tal motivo, se sugiere como futuro objetivo de investigación, ahondar en los detalles del análisis de riesgo sobre plataformas robóticas diseñadas para compartir espacio con los seres humanos.

Actuadores de rigidez variable: uno de los temas abordados en este trabajo fue la incorporación de actuadores de rigidez variables a la morfología de manipuladores asistenciales como mecanismo de seguridad ante impactos inesperados. Sin embargo, este tipo de actuador, encuentra numerosas otras aplicaciones, relacionadas con eficiencia energética, robustez a perturbaciones externas o mejoras de adaptabilidad y precisión para el

control de fuerza. Por lo tanto, uno de los próximos objetivos que se plantea al respecto es el uso del banco de ensayo fabricado durante este trabajo, para ampliar los estudios de actuadores de rigidez variables a nuevas aplicaciones.

Robótica blanda: el término “soft robot” está siendo utilizado para identificar a robots con características morfológicas y constitutivas no convencionales. Sin embargo, el concepto de suavidad, en este caso, puede ser muy amplio e incluso hacer referencia a características muy diferentes. El primer enfoque de la idea de suavidad, próximo al adoptado en este trabajo, hace referencia a robots convencionales que han sido modificados para tener un comportamiento más seguro. Se puede mencionar, por ejemplo, a los robots con cubiertas blandas, los manipuladores ligeros modulares, los manipuladores actuados por tendones y los actuadores con flexibilidad articular.

Sin embargo, un enfoque más revolucionario del concepto de suavidad, hace referencia a robots intrínsecamente blandos, robots contruidos por materiales cuyo módulo de elasticidad está en el orden de $10^2 - 10^6 Pa$, es decir entre 3 y 10 órdenes de magnitud menos rígidos que los robots convencionales. Los resultados obtenidos en este trabajo, en relación a la eficacia de las cubiertas blandas como sistema de seguridad, así como los obtenidos por otros autores en relación a las aplicaciones de los robots contruidos por materiales blandos, hacen pensar que una combinación de ambos mecanismos puede ofrecer una solución poderosa en la búsqueda de morfologías efectivas y seguras. En consecuencia, la apertura de líneas de investigación relacionadas con el desarrollo de manipuladores que integren elementos blandos de utilidad (por ejemplo: pinzas blandas o pieles sensibles) pueden formar parte de nuevas líneas de investigación.

Aplicaciones a alto nivel: los significativos avances en diseño mecatrónico, control de interacciones, sensorización y planificación de movimiento; han hecho posible la aparición de sistemas robóticos ligeros, altamente integrados y sensibles. Claramente, el reciente surgimiento de una nueva generación de robots comerciales capaces de interactuar físicamente con el entorno ha abierto las puertas al desarrollo de nuevas líneas de investigación relacionadas directamente con el aprendizaje, la planificación y ejecución de acciones seguras y predecibles.

Cambios en los modelos de programación, paradigmas de interacción y manipulación; parecen ser entonces objetivos de gran interés, los cuales pueden ir siendo abordados desde ahora gracias a la existencia de estos robots. Además, la consecución de estos objetivos permitirá revolucionar los conocimientos clásicos de la robótica industrial, e ir más allá de simples modelos de selección y colocación hacia modelos de programación

basada en fuerza y seguridad. Por esta razón, no se ha querido cerrar esta memoria sin sugerir este tema de investigación como un camino de gran interés.

Apéndice A

Validación del modelo de contacto

Como ya se explicó en el Capítulo 3, la fuerza de contacto y la distribución de la tensión a compresión puede ser analizada a través de un modelo biomecánico simple, en el cual el robot y el conjunto cabeza-cuello es modelado a través de un sistema de masas forzadas de dos grados de libertad que se desplazan a lo largo de un eje común. Como se ilustra en la Figura A.1, se asumió que el robot puede ser representado como un cuerpo con forma esférica, de radio r_r y masa m_r ; además, la cabeza humana es modelada como un cuerpo flexible de masa m_c , la cual esta desacoplada del torso gracias a las propiedades viscoelásticas del cuello (k_c y d_c). Igualmente, las propiedades elásticas de los materiales que constituyen ambos cuerpos quedaron representadas con la inclusión del módulo de Young (E) y coeficiente de Poisson (ν), de las cuatro zonas involucradas: robot (r), cubierta (c), piel (p) y cráneo (h).

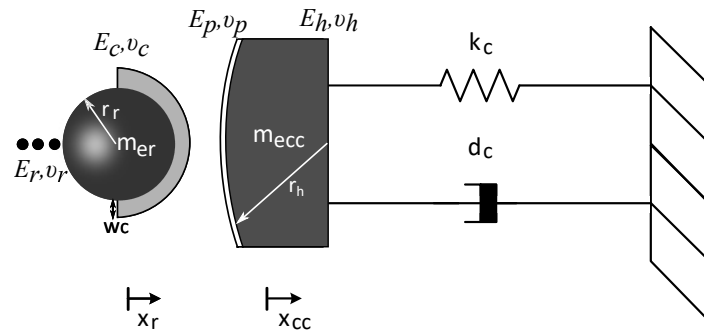


Figura A.1 Modelo de impacto entre robot y cabeza humana.

El objetivo de este apéndice es ajustar los parámetros y evaluar la validez de este modelo. Para ello, se compara el resultado producto de la simulación con los datos experimentales disponibles en la literatura, bajo condiciones de impacto similares. La Tabla A.1 muestra las características principales de los ensayos de impacto recogido durante la revisión bibliográfica. Se trata de un conjunto de pruebas llevadas a cabo sobre cadáveres, sometidos a cargas

Tabla A.1 Condiciones experimentales recopiladas para diferentes ensayos de impacto con cadáveres. Zonas de contacto: temporo-parietal (TP), Frontal (F), Nasal (N), mandibular (MAN) y maxilar(MAX)

Escenario	Zona	Tamaño	Forma	\dot{x}_r^0 (m/s)	m_{er} (kg)	Ref.
I	TP	50 cm ²	plano	4,3	12	[11]
I	TP	5,06 cm ²	plano	2,7	10,6	[11]
II	F	Ø 15,8 mm	cilindrico	3,77	∞	[105]
II	F	Ø 254 mm	esferico	3,77	∞	[105]
I	N	6,45 cm ²	plano	3,2	3,2	[49]
I	N	6,45 cm ²	plano	1,6	3,2	[49]
III	MAX	6,45 cm ²	plano	3,45	1,08	[244]
IV	MAN	6,45 cm ²	plano	5,44	3,12	[244]

dinámicas de corta duración producidas por el contacto directo entre una zona específica de la cabeza y un objeto rígido previamente caracterizado. Para poder reproducir estos ensayos a través del modelo de contacto, lo primero que se realizó fue una clasificación del escenario de colisión, identificando cuatro condiciones posibles:

- **Escenario I:** el impactador cae libremente sobre la cabeza de un cadáver que tiene restricción total de movimiento.
- **Escenario II:** la cabeza cae libremente sobre un impactador con movimiento restringido.
- **Escenario III:** el impactador cae libremente sobre la cabeza libre de restricciones.
- **Escenario IV:** el impactador es proyectado horizontalmente a una cabeza libre de restricciones.

Las características físicas del impactador también son de suma importancia, por ello se consideraron únicamente ensayos donde la forma de la superficie del impactador pueda ser aproximada a una superficie esférica y cuyo diámetro o área sea conocido. Se consideran primero los ensayos sin cobertura para realizar una correcta verificación de los parámetros de colisión asociados a las características intrínsecas de la cabeza; y luego se considera la presencia de la cobertura para verificar las características del impacto dominadas por la presencia de un material blando.

Todos los parámetros disponibles se reunieron para cada ensayo y las simulaciones se realizaron en base a dicha información. Se ha considerado que el módulo de elasticidad de los huesos craneales (E_b), el coeficiente de Poisson (ν_b) como constantes elásticas de valor

6,5GPa y 0,22, respectivamente [100]. La masa de la cabeza fue obtenida de los datos de cada ensayo, en los casos en los cuales dicho valor no es proporcionado se considera una masa media de cabeza igual a 4,62kg. La elasticidad k_c y amortiguamiento d_c del cuello fue fijada en 425N/m y 10,2Ns/m, respectivamente. En cuanto al robot se considera que es un cuerpo de aluminio con modulo elástico E_r de 70GPa, y coeficiente de Poisson ν_b igual a 0,3.

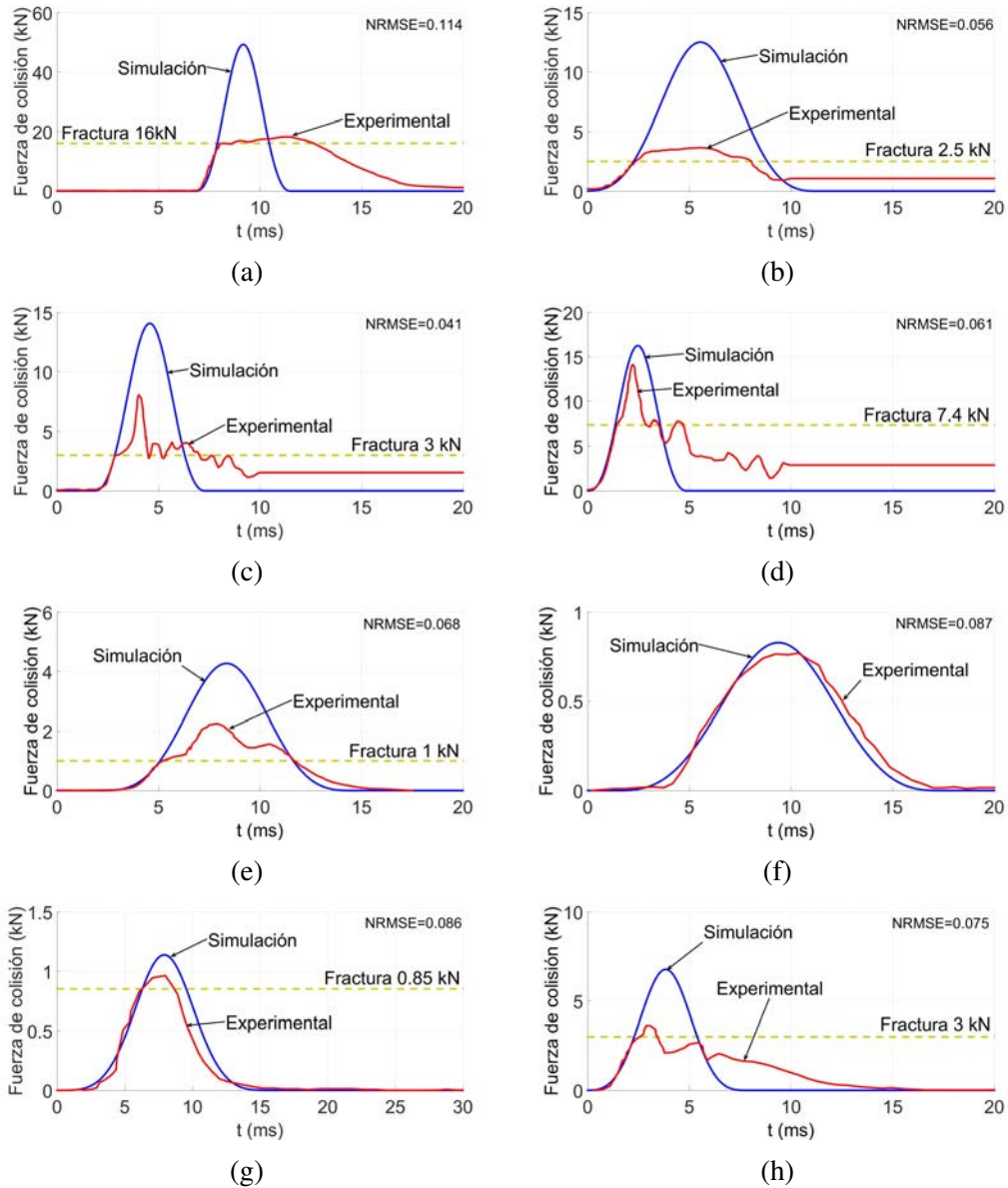


Figura A.2 Comparación entre datos simulados y resultados experimentales para diferentes regiones de la cabeza: (a y b) temporo-parietal, (c y d) frontal, (e y f) nasal, (g) maxilar y (h) mandibular.

En la figura A.2 se comparan los resultados experimentales y la simulación resultante para varios casos de colisión. Particularmente, se intenta comparar el impacto contra cada hueso craneal y facial del cual se disponga datos experimentales. Por ejemplo, la Figura A.2a y A.2b aborda los resultados en región Temporo-Parietal, la Figura A.2c y A.2d en la región frontal, la Figura A.2e y A.2g en la región nasal, la Figura A.2h la maxilar y finalmente la Figura A.2e la mandibular. Además, cada figura muestra también el error cuadrático medio normalizado (Normalized Root-Mean-Square Error (NRMSE)) hasta que ocurre la fractura, el cual puede ser considerado como una medida de la calidad del ajuste.

Se puede observar que las curvas fuerza/tiempo obtenidas a partir de la simulación coinciden bastante bien con los resultados experimentales antes de que ocurra la fractura. Momento en el cual un abrupto cambio de rigidez hace que el seguimiento no se mantenga, esto es un resultado previsible dado que el modelo considera que se trata de materiales homogéneos cuyas propiedades físicas y mecánicas no varían con el grado de compresión o extensión. Es por ello, que la validez del modelo propuesto se verifica mediante la fuerza de colisión y su duración antes de la fractura, lo cual no constituye de por sí una gran limitación del modelo, dado que la mayor parte de colisiones entre humanos y robots de servicio no deberían causar una lesión tan grave como la fractura de un hueso craneal o facial.

Para validar el modelo de impacto con la inclusión de la cubierta blanda, se hace uso de datos experimentales documentados por [188] y [307]. En ambas investigaciones se ofrecen un conjunto de curvas de fuerza/tiempo, resultados de ensayos de impacto con el uso de materiales blandos para la atenuación de lesiones. En todos los casos el escenario de impacto seleccionado es tipo IV y el contacto se produce en la zona frontal. Los parámetros utilizados para modelar al ser humano son los mismos que se utilizaron para el análisis sin cubierta. Las características del impactador son descritas en estos artículos y resumidas en la Tabla A.2. Además, y debido a que no se encontró información relacionada con las constantes de elasticidad de la cubierta (E_c, v_c), estos valores fueron estimados a partir de los datos experimentales mediante la optimización del seguimiento a la fuerza de contacto y la duración de la colisión.

Tabla A.2 Parámetros documentados e identificados durante la validación del contacto con cubierta.

Figura	w_c (m)	m_r (kg)	\dot{x}_r^0 (m/s)	E_c (MPa)	v_c	Ref.
A.3a	0,02	5,18	3,8	30	0,25	[188]
A.3b	0,02	5,31	7,05	100	0,25	[188]
A.3c	0,025	40	1,15	0,7	0,25	[307]
A.3d	0,025	40	0,24	0,7	0,25	[307]

En la figura A.3 se aprecia la similitud entre la fuerza de colisión resultado de la simulación y los datos experimentales. La semejanza en cuanto a forma, magnitud y duración de la fuerza de colisión ante diferentes coberturas, permiten validar la utilidad del modelo para la simulación del impacto humano-robot en diferentes escenarios, regiones y condiciones dinámicas. Es importante destacar que se trata de un modelo elástico de contacto, en el cual no se considera la disipación de energía durante el evento, y esto se aprecia especialmente en la fase de descompresión de la cobertura, donde la fuerza decrece más rápidamente para los datos experimentales que para los simulados. It is important to note that this is an elastic contact model, in which the energy dissipation during the event is not considered, and this is especially appreciated in the decompression phase of the coverage, where force decreases more rapidly for the experimental data than for simulated data.

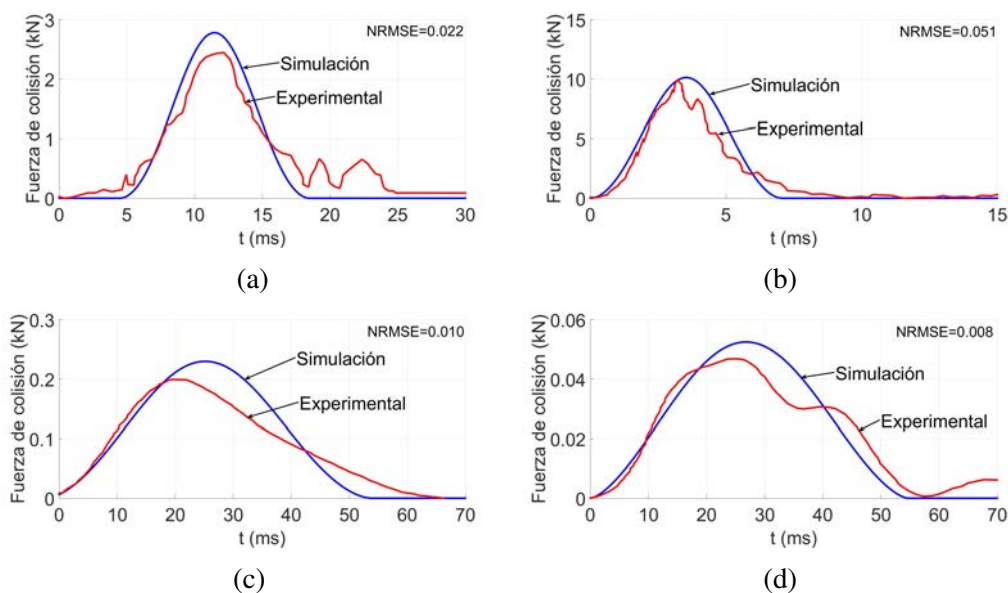


Figura A.3 Comparación entre datos simulados y resultados experimentales para diferentes regiones de la cabeza: (a y b) temporo-parietal, (c y d) frontal, (e y f) nasal, (g) maxilar y (h) mandibular.

Este modelo de impacto es utilizado para analizar la influencia de los diferentes parámetros que condicionan el nivel de lesión durante la interacción física entre humanos y robots. Un modelo simple con dos grados de libertad permite obtener valores aproximados de la fuerza de colisión a partir de los cuales es posible aplicar diferentes criterios de lesión. Si bien el modelo seguramente ofrece resultados menos precisos que los que se podrían obtener con modelos más elaborados, por ejemplo los que incluyen un mayor número de grados de libertad, el objetivo en esta investigación no es en última instancia estimar el valor exacto de la fuerza de colisión, sino ofrecer un análisis cualitativo de la influencia de diferentes

parámetros del robot sobre la lesión. Para revisar un análisis específico de cada parámetro se puede consultar el Capítulo 3 de este trabajo.

Apendice B

Esquemas de detección y reacción a colisiones sin sensores adicionales

Dentro de la interacción física humano-robot, y como parte de un conjunto de estrategias que pueden ser adoptadas para mitigar el nivel de lesión que una colisión accidental puede ocasionar, los métodos post-colisión son una alternativa a considerar cuando el impacto no puede ser evitado. Estos métodos habitualmente están constituidos por dos sistemas: el de detección y el de reacción.

El sistema de *detección de impacto* permite identificar fuerzas externas no deseadas que afectan a la estructura del robot. Esta identificación debe poder ser realizada a través de las medidas disponibles gracias a los sensores propioceptivos comunes en los manipuladores robóticos (por ejemplo los encoders), dado que el uso de sensores adicionales suele constituir un costo adicional significativo, el cual muchas veces solo permite detectar colisiones que se producen sobre el propio sensor. El objetivo final de cualquier sistema de detección de impacto debe ser por lo tanto ofrecer información sobre la presencia de fuerzas de contacto aplicadas sobre cualquier lugar de la estructura del manipulador, sin tener para ello que poseer un conocimiento previo del entorno.

Por otro lado, los sistemas de *reacción al impacto* constituyen el paso siguiente a la detección, y permiten modificar el comportamiento del robot para atender a criterios más próximos a la seguridad que al desempeño. Dicha reacción puede ser una conducta única, e independiente a las propiedades del impacto, o por el contrario, pueden ser una respuesta proporcional a la magnitud y dirección del mismo. Todo esto dependerá de la información que facilite el sistema de detección de impacto y de la capacidad propia del sistema de reacción para acondicionar la señal de control, cambiar la estrategia del controlador o ajustar la señal de referencia del mismo.

En este apéndice se estudian un conjunto de esquemas de detección y reacción a colisiones, que son evaluados desde el punto de vista de la seguridad en el Capítulo 3. Se describe la teoría básica que sostiene el desarrollo de diversas técnicas de detección y reacción de colisiones que han sido aportadas por otros autores recientemente, muchas veces a partir del desarrollo de sistemas de detección de fallos y no como sistema para la reducción de daños. Además, se mencionan las ventajas y desventajas que puede ofrecer cada una de las técnicas.

B.1 Técnicas para la detección de impacto

A continuación se describen un conjunto de técnicas útiles para la detección de impactos sin necesidad de sensores adicionales. Mayoritariamente estas técnicas se fundamentan en el diseño de observadores de estados y de perturbación, pudiendo ofrecer el valor estimado de señales que aportan información sobre la presencia de fuerzas externas, o incluso una estimación de las componentes articulares reflejadas por las mismas. La disponibilidad de información, las necesidades del algoritmo de reacción, así como las características propias de la implementación final del manipulador son las variables que condicionan la predilección de una técnica sobre las otras.

B.1.1 Detección directa

La forma más intuitiva de detectar la presencia de un impacto consiste en calcular el par externo a partir de (3.1). Sin embargo, esta solución carece de sentido práctico dado que requiere no solo de la medición del par motor y la posición articular, sino también de la velocidad y la aceleración; mediciones que no suelen estar disponibles y cuya estimación requiere de la derivación de señales reales susceptibles a ruido.

Una solución alternativa a esta, pero basada en el mismo principio, consiste en suponer que la señal de referencia de la posición articular q_d es suave, derivable al menos en un segundo orden, y que además, la posición del manipulador es controlada por un sistema de alto rendimiento. De esta manera es posible considerar que: $q_d \approx q$, $\dot{q}_d \approx \dot{q}$ y $\ddot{q}_d \approx \ddot{q}$. Por lo tanto, y a partir de (3.1), se puede estimar el par externo como:

$$\hat{\tau}_{ext} = \tau_m - M(q_d)\ddot{q}_d - C(q_d, \dot{q}_d)\dot{q}_d - \tau_g(q_d) \quad (B.1)$$

Esta alternativa permite obtener una estimación del par externo a partir de la medición del par motor siempre que las consideraciones anteriormente expuestas se cumplan. El buen desempeño de esta estrategia está condicionado al controlador, a las trayectorias seguidas, y al error intrínseco del modelo dinámico utilizado. En las subsecciones siguientes se afronta

el problema de detección desde el punto de vista de los observadores, lo cual permite reducir el número de condiciones impuestas y por lo tanto conseguir una estimación más robusta.

B.1.2 Detección con observador basado en energía \hat{r}_e

Las estrategias de detección basadas en energía permiten identificar la presencia de una fuerza externa a partir del cálculo de la energía mecánica total del manipulador y de la energía transferida al mismo a través de los actuadores. La energía mecánica total puede ser calculada a partir de (3.4) y (3.5), para lo cual se requiere la medición o estimación de la posición articular (q) y de la velocidad articular (\dot{q}). Mientras que la energía transferida al manipulador, a través de los actuadores, es calculada gracias a la integración de la potencia descrita en (3.6), considerando únicamente el vector de par de actuación (τ_m) y la velocidad articular (\dot{q}).

Diferentes modelos para la detención y aislamientos de fallos basados en energía han sido descritos por otros autores [42, 66, 171]. Sin embargo, un detector de colisiones robusto puede ser diseñado siguiendo los principios de la teoría de observación de perturbaciones [232]. En este sentido se considera que la dinámica de la energía asociada a un manipulador (\mathcal{E}), ante la presencia de una fuerza externa, puede ser descrita a partir de la (3.6) como:

$$\dot{\mathcal{E}} = \dot{q}^T (\tau_m + \tau_{ex}) \quad (\text{B.2})$$

donde τ ha sido descompuesto en el par aportado por el sistema de actuación τ_m y el par consecuencia de la fuerza externa τ_{ex} que actúa sobre el manipulador. Entonces, es posible definir un estimador para dicho sistema como:

$$\dot{\hat{\mathcal{E}}} = \dot{q}^T \tau_m + k_o (\mathcal{E} - \hat{\mathcal{E}}) \quad (\text{B.3})$$

El último término de la ecuación, es un valor de corrección que contiene la diferencia entre la energía mecánica del sistema (\mathcal{E}) y la energía estimada del mismo ($\hat{\mathcal{E}}$). Este término, conocido como estimador de perturbación \hat{r}_e , permite compensar el desconocimiento de la potencia energética que aporta la fuerza externa. Desarrollando \hat{r}_e se tiene:

$$\hat{r}_e(t) = k_o \left[\mathcal{E}(t) - \int_0^t (\dot{q}^T \tau + \hat{r}_e) dt - \mathcal{E}(0) \right] \quad (\text{B.4})$$

donde k_o es una constante de proporcionalidad que relaciona al estimador \hat{r}_e con el residuo de energía. Entonces, cuando una fuerza no conservativa distinta a τ_m realiza trabajo sobre el manipulador, existirá una diferencia numérica entre la energía mecánica total y la energía transferida por el par de actuación, por lo tanto, esta diferencia numérica puede ser utilizada

como señal de detección de colisiones. La dinámica de este estimador puede ser conseguida a partir de (B.2) y (B.4), de la forma:

$$\dot{\hat{r}}_e + k_o \hat{r}_e = k_o \dot{q}^T \tau_{ex} \quad (\text{B.5})$$

Esta ecuación puede ser interpretada como un filtro pasa alto de primer orden, actuado por el trabajo mecánico realizado por el par externo ($\dot{q}^T \tau_{ext}$). Lo que significa que durante un movimiento libre de impacto, \hat{r}_e permanecerá en un valor igual a cero, debido a que no existe ninguna fuerza externa que actúe sobre el manipulador. Ahora bien, cuando se produzca un impacto \hat{r}_e incrementará su valor exponencialmente con una constante de tiempo igual a $1/k_o$, y su valor retornará a cero luego que la fuerza deje de actuar sobre el manipulador.

Esta estrategia de detección de impacto posee una baja complejidad computacional y requiere únicamente de la posición articular, la velocidad articular y el comando de par. Sin embargo, únicamente puede detectar fuerzas externas que realicen trabajo, por lo cual si $\dot{q} = 0$ o si la fuerza de contacto no produce movimiento en la dirección que es aplicada el contacto no podrá ser detectado.

B.1.3 Detección con observador basado en velocidad articular \hat{r}_v

Este esquema de detección utiliza un observador de orden reducido en el cual la variable observada para la detección del impacto es la velocidad articular. En este caso no solamente se determina la ocurrencia del evento sino que también es posible aportar un estimado del par articular externo. Para ello, se considera que la dinámica del manipulador ante la presencia de una fuerza externa, puede ser representada en términos de la ecuación en espacio de estado como:

$$\frac{d\dot{q}}{dt} = M^{-1}(q) (\tau_m - C(q, \dot{q}) \dot{q} - \tau_g(q) - \tau_{ext}) \quad (\text{B.6})$$

De esta forma es posible plantear un estimador de estados, compuesto por una reproducción del sistema más un término adicional de corrección, que representa al par externo observado ($\hat{r}_v = \hat{\tau}_{ext}$). La arquitectura de dicho observador es:

$$\hat{\dot{q}} = M^{-1}(q) (\tau_m - C(q, \dot{q}) \dot{q} - \tau_g(q) - \hat{r}_v) \quad (\text{B.7})$$

Ahora, el par externo observado puede ser modelado como una relación lineal, proporcional al error entre la velocidad real de las articulaciones y la velocidad estimada. De forma que:

$$\hat{r}_v = K_o(\hat{q} - \dot{q}) \quad (\text{B.8})$$

Con lo cual se puede reescribir \hat{r}_v a partir de (B.7), como:

$$\hat{r}_v = K_o \left(\int_0^T M^{-1}(q) (\tau_m - C(q, \dot{q}) \dot{q} - \tau_g(q) - \hat{r}_v) dt - \dot{q} \right) \quad (\text{B.9})$$

donde $K_o \in R^{n \times n}$ es una matriz diagonal, que relaciona el par estimado con el residuo de velocidad y representa a la ganancia del observador. De esta manera y a partir de (B.6) y (B.9), es posible demostrar que la dinámica del par externo observado queda descrita por:

$$\hat{\dot{r}}_v + K_o M^{-1}(q) \hat{r}_v = K_o M^{-1}(q) \tau_{ext} \quad (\text{B.10})$$

Si se considera que durante la colisión la configuración articular del manipulador no cambia debido a la rapidez del evento. Es posible entonces considerar que la dinámica del observador es similar a la de un filtro paso bajo de primer orden, donde la fuerza externa representa la entrada del sistema y \hat{r}_v representa a la salida del filtro, con una constante de tiempo igual a $(K_o M^{-1})^{-1}$. Además, y a diferencia del observador basado en energía, el de velocidad si arroja un estimado del par externo, en este caso obtenido a partir de la medición del par motor, y de la posición y la velocidad articular. Como inconveniente es necesario mencionar la necesidad de invertir la matriz de inercias para la estimación.

B.1.4 Detección con observador basado en momento generalizado \hat{r}_p

En esta sección se describe un estimador de par externo basado en el momento generalizado del manipulador definido en (3.7). Dicho algoritmo fue introducido en [58], y permite identificar la ocurrencia de un impacto y estimar su magnitud. La idea tras este mecanismo es similar a la descrita en la subsección anterior, pero partiendo de la dinámica del momento. Por lo tanto, considerando la dinámica de p (definido en (3.7)) e incorporando a (3.1), se tiene:

$$\frac{dp}{dt} = \dot{M}(q)\dot{q} + M(q)\ddot{q} \quad (\text{B.11})$$

$$= \tau_m + \dot{M}(q)\dot{q} - C(q, \dot{q})\dot{q} - \tau_g(q) - \tau_{ext} \quad (\text{B.12})$$

$$= \tau_m + C^T(q, \dot{q})\dot{q} - \tau_g(q) - \tau_{ext} \quad (\text{B.13})$$

Al igual que los casos anteriores, es posible plantear un observador de estado para dicha dinámica de la forma:

$$\hat{\mathbf{p}} = \boldsymbol{\tau}_m + \mathbf{C}^T(q, \dot{q})\dot{q} - \boldsymbol{\tau}_g(q) - \hat{\mathbf{r}}_p \quad (\text{B.14})$$

Donde el termino $\hat{\mathbf{r}}_p$ representa al par externo observado, el cual es definido a partir del residuo del momento y reescrito en términos de (B.14) como:

$$\hat{\mathbf{r}}_p = \mathbf{K}_o(\hat{\mathbf{p}} - \mathbf{p}) \quad (\text{B.15})$$

$$\hat{\mathbf{r}}_p = \mathbf{K}_o \left(\int_0^T \{ \boldsymbol{\tau}_m + \mathbf{C}^T(q, \dot{q})\dot{q} - \boldsymbol{\tau}_g(q) - \hat{\mathbf{r}}_p \} dt - \mathbf{p} \right) \quad (\text{B.16})$$

De esta manera, y haciendo uso de (B.13), la dinámica del momento generalizado estimado queda reducida a una ecuación de primer orden de la forma:

$$\dot{\hat{\mathbf{r}}}_p + \mathbf{K}_o \hat{\mathbf{r}}_p = \mathbf{K}_o \boldsymbol{\tau}_{ext} \quad (\text{B.17})$$

Esta ecuación es similar a (B.10), describe también la dinámica de un filtro paso bajo de primer orden, donde el inverso de cada término de la diagonal principal de \mathbf{K}_o representa a la constante de tiempo con la cual responde el observador para cada una de las articulaciones. A diferencia del observador basado en velocidad el basado en el momento generalizado no requiere la inversión de $\mathbf{M}(q)$, e igualmente permite la detección del impacto incluso cuando $\dot{q} = 0$, para lo cual requiere la medición de la posición y velocidad articular.

Todos los mecanismos de detección descritos deben estar acompañados de una función umbral que permita identificar el contacto y reducir los falsos positivos que los mecanismos puedan arrojar producto del ruido de las mediciones y las imprecisiones en el modelo dinámico del manipulador. Las constantes de tiempo de los mecanismos basados en observadores también pueden ayudar a atenuar la influencia al ruido, constantes de tiempo altas reducen el efecto del ruido pero aumentan el retardo de la detección, y al contrario constantes de tiempo bajas hacen más probables los falsos positivos pero garantizan una rápida respuesta. Debido a que cada robot puede tener niveles de ruido diferentes, esta ganancia debe establecerse experimentalmente para lograr el rendimiento deseado.

B.2 Esquemas de reacción a colisiones

En esta sección se abordan diferentes técnicas de reacción, todas ellas dirigidas a modificar el comportamiento del manipulador después que el impacto ha sido detectado. El objetivo final de estas estrategias es minimizar el nivel de daño que puede causar el contacto, e incluyen la

modificación de trayectoria posterior al impacto, la anulación de algunas acciones de control, o el cambio de sistema de regulación.

A continuación se describen cinco diferentes estrategias de reacción que son comparadas en términos de seguridad en el Capítulo 3:

B.2.1 Detención

La técnica más simple de reacción consiste en detener al manipulador tan pronto como el impacto es detectado. Esto se puede lograr aplicando los frenos articulares [99] o manteniendo la posición articular deseada constante, e igual al valor articular solicitado en el instante en el cual ocurrió el impacto (t_c), es decir hacer que $q_d = q(t_c)$. Una estrategia de detección más elaborada para el frenado en tiempo mínimo de manipuladores con elementos elásticos articulares se puede consultar en [169].

B.2.2 Retorno

La detención del robot puede tener inconvenientes de seguridad si se aplica como única estrategia de reacción. La posibilidad de que el ser humano se encuentre aprisionado entre el robot y un segundo objeto en este caso podría tener consecuencias no deseadas. Una alternativa a este problema, parte de suponer que es posible hacer que el robot retorne a una posición anterior, siguiendo la trayectoria inversa que lo llevo al contacto. Dicho de otro modo, modificar la trayectoria inicial (q_{do}), por una trayectoria tal que $q_d(t_c + nt_s) = q_{do}(t_c - nt_s)$. Evidentemente para que esto se traduzca en la liberación del ser humano, es necesario suponer que ningún otro objeto o persona se encuentra a lo largo de la trayectoria de retorno, y que n es suficientemente grande como para abandonar el contacto.

Esta estrategia de reacción es muy intuitiva, mantiene el control de posición y modifica únicamente la trayectoria del manipulador. Sin embargo, no considera la magnitud de la fuerza de contacto, por lo que la reacción será siempre igual independientemente del nivel de riesgo.

B.2.3 Compensación de gravedad

En esta estrategia se supone que el controlador que gobierna el comportamiento del manipulador incluye a un módulo de compensación de gravedad. De forma que el par motor puede expresarse como la suma de dos componentes, la asociada con un controlador basado en referencia de posición τ_{cp} (como un control de posición o de impedancia) y la generada por el módulo de compensación de gravedad ($\tau_g(q)$).

$$\tau_m = \tau_{cp} + \tau_g(q) \quad (\text{B.18})$$

Entonces, durante la operación normal (sin impacto) el control de posición permite un seguimiento preciso de la trayectoria deseada, mientras el control de gravedad compensa el par en régimen permanente producto del peso de los eslabones. Cuando se detecta el contacto, el control de posición queda anulado ($\tau_{cp} = 0$) y el comportamiento del manipulador obedece únicamente a la compensación de la gravedad, ignorando la trayectoria predeterminada (q_d). Esta estrategia, fue presentada inicialmente por Heinzmann en [99], y permite dejar al robot "flotando" en respuesta a la fuerza de colisión, mientras que el movimiento se amortigua en el lado del motor. Sin embargo, y al igual que los esquemas de reacción anteriores, la respuesta al impacto del controlador no toma en cuenta directamente la magnitud del par externo, sino que el manipulador reacciona de forma pasiva en función a las características viscoelásticas en el punto de contacto o a la fuerza que aplique el usuario para alejarlo.

B.2.4 Reacción de admitancia

Varios de los sistemas de detección de colisiones ofrecen como resultado un vector residual (\hat{r}) que está estrechamente relacionado con el par articular externo producido por el impacto. Por lo tanto, es posible desarrollar técnicas de reacción proporcionales a las características del impacto, en las cuales se toma en cuenta tanto la dirección como la magnitud del vector residual, para condicionar una respuesta acorde a las características de la fuerza de colisión.

Una de estas técnicas es la compensación de admitancia [56]. En ella, el comportamiento del manipulador en el espacio libre atiende a la ley de control de posición, propia de cada manipulador, para el seguimiento de una trayectoria q_d . Cuando se produce el impacto, \hat{r} aumenta rápidamente y alcanza un valor máximo que depende de la gravedad del impacto. Ahora bien, tan pronto cuando el umbral de detección es superado, el sistema de reacción de admitancia debe modificar la trayectoria de referencia para atender a la siguiente estrategia:

$$\dot{q}_d = -K_a \hat{r} \quad (\text{B.19})$$

$$q_d = - \int_0^T K_a \hat{r} dt \quad (\text{B.20})$$

donde K_a es una matriz diagonal que relaciona al par externo, producto del impacto, con la velocidad de reacción del manipulador. Con este esquema no se requiere la conmutación de la estrategia de control, únicamente se modifica la trayectoria del mismo para conseguir que el robot se aleje rápidamente de la fuente de par externo y así disminuir la fuerza de contacto.

Note que en este caso, y a diferencia de los anteriores, la trayectoria de reacción si depende directamente del vector residual, adoptando el término admitancia debido a que la trayectoria de referencia es función de la fuerza de contacto.

B.2.5 Reacción de fuerza

La idea de esta estrategia es utilizar el par motor para reaccionar a la fuerza de impacto en la misma dirección y con una magnitud proporcional. Para ello se requiere de la conmutación de la estrategia de control, cambiando de una estrategia fundamentada en el seguimiento de posición durante el movimiento en el espacio libre (similar a (B.17)), a una ley de control proporcional al residuo [55]:

$$\tau_m = (I - K_r) \hat{r} + \tau_g(q) \quad (\text{B.21})$$

donde K_r es una matriz diagonal con términos positivos y mayores o iguales a uno.

El cambio en la estrategia de control ocurre apenas se supera el umbral de fuerza del par externo, permitiendo así actuar directamente sobre el par motor, en función a la característica del impacto, a fin de acelerar la separación. El efecto de esta estrategia se puede apreciar con mayor claridad si se reemplaza (B.21) en (3.1), y se asume que $\hat{r} \approx \tau_{ext}$, quedando entonces una ecuación dinámica de la forma:

$$K_r^{-1} M(q) \ddot{q} + K_r^{-1} C(q, \dot{q}) \dot{q} + \tau_{ext} = 0 \quad (\text{B.22})$$

Como se puede apreciar el termino correspondiente a la inercia del manipulador esta escalado por un factor K_r^{-1} , lo que se puede traducir en una reducción virtual de la inercia reflejada por el manipulador, producto de la acción activa del controlador.

Referencias

- [1] 2006/42/CE (2006). Machinery, and amending directive. Standard, The European Parliament and of the Council.
- [2] ABB (2009). Safemove—next generation in robot safety. <http://www.abb.com>. Accedido 01-10-2016.
- [3] Agravante, D. J., Cherubini, A., Bussy, A., and Kheddar, A. (2013). Human-humanoid joint haptic table carrying task with height stabilization using vision. In *2013 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 4609–4614. IEEE.
- [4] Ahmed, M. and Kalaykov, I. (2010). Semi-active compliant robot enabling collision safety for human robot interaction. In *Mechatronics and Automation (ICMA), 2010 International Conference on*, pages 1932–1937.
- [5] Al-Wazzan, A., Al-Farhan, R., Al-Ali, F., and El-Abd, M. (2016). Tour-guide robot. In *2016 International Conference on Industrial Informatics and COMPUTER SYSTEMS (CIICS)*, pages 1–5. IEEE.
- [6] Albu-Schaffer, A., Eiberger, O., Grebenstein, M., Haddadin, S., Ott, C., Wimbock, T., Wolf, S., and Hirzinger, G. (2008). Soft robotics. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 15(3):20–30.
- [7] Albu-Schaffer, A., Fischer, M., Schreiber, G., Schoeppe, F., and Hirzinger, G. (2004a). Soft robotics: what cartesian stiffness can obtain with passively compliant, uncoupled joints? In *Intelligent Robots and Systems, 2004.(IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 4, pages 3295–3301. IEEE.
- [8] Albu-Schaffer, A., Fischer, M., Schreiber, G., Schoeppe, F., and Hirzinger, G. (2004b). Soft robotics: what cartesian stiffness can obtain with passively compliant, uncoupled joints? In *Intelligent Robots and Systems, 2004. (IROS 2004). Proceedings. 2004 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 4, pages 3295–3301 vol.4.
- [9] Albu-Schäffer, A., Ott, C., and Hirzinger, G. (2007). A unified passivity-based control framework for position, torque and impedance control of flexible joint robots. *The International Journal of Robotics Research*, 26(1):23–39.
- [10] Allsop, D. (1988). Facial impact response: A comparison of the hybrid iii dummy and human cadaver. In *STAPP CAR CRASH CONFERENCE STAPP CAR CRASH*.
- [11] Allsop, D. L., Perl, T. R., and Warner, C. Y. (1991). Force/deflection and fracture characteristics of the temporo-parietal region of the human head. Technical report, SAE Technical Paper.

- [12] ApS, R. (2015). Robert. <http://myrobert.com>. Accedido 01-10-2016.
- [13] Association, A. M. et al. (1971). Rating the severity of tissue damage. i the abbreviated scale. *Journal of the American Medical Association*, 215:277–280.
- [14] Baker, S. P., o'Neill, B., Haddon Jr, W., and Long, W. B. (1974). The injury severity score: a method for describing patients with multiple injuries and evaluating emergency care. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 14(3):187–196.
- [15] Baxter (2013). Rethink robotics. <http://www.rethinkrobotics.com/products/baxter/>. Accedido 01-10-2016.
- [16] Bicchi, A., Bavaro, M., Boccadamo, G., De Carli, D., Filippini, R., Grioli, G., Piccigallo, M., Rosi, A., Schiavi, R., Sen, S., et al. (2008). Physical human-robot interaction: Dependability, safety, and performance. In *2008 10th IEEE International Workshop on Advanced Motion Control*, pages 9–14. IEEE.
- [17] Bicchi, A., Rizzini, S., and Tonietti, G. (2001). Compliant design for intrinsic safety: general issues and preliminary design. In *Intelligent Robots and Systems, 2001. Proceedings. 2001 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 4, pages 1864–1869 vol.4.
- [18] Bicchi, A. and Tonietti, G. (2004). Fast and soft arm tactics: dealing with the safety–performance tradeoff in manipulators design and control. *IEEE Robotics and Automation Magazine, Special Issue on Safety Among Us*, 11:22–33.
- [19] Bicchi, A., Tonietti, G., Bavaro, M., and Piccigallo, M. (2005). Variable stiffness actuators for fast and safe motion control. In *Robotics Research. The Eleventh International Symposium*, pages 527–536. Springer.
- [20] Bien, Z., Chung, M.-J., Chang, P.-H., Kwon, D.-S., Kim, D.-J., Han, J.-S., Kim, J.-H., Kim, D.-H., Park, H.-S., Kang, S.-H., et al. (2004). Integration of a rehabilitation robotic system (kares ii) with human-friendly man-machine interaction units. *Autonomous robots*, 16(2):165–191.
- [21] Bley, H., Reinhart, G., Seliger, G., Bernardi, M., and Korne, T. (2004). Appropriate human involvement in assembly and disassembly. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 53(2):487–509.
- [22] Bosio, A. and Bowman, B. (1985). Analysis of head and neck dynamic response of human and volunteer test subjects. Technical report, Technical Report.
- [23] Boström, O., Bohman, K., Håland, Y., Kullgren, A., and Krafft, M. (2000). New ais-1 long-term neck injury criteria candidates based on real frontal crash analysis. In *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference*, volume 28, pages 249–264. International Research Council on Biomechanics of Injury.
- [24] Boström, O., Svensson, M. Y., Aldman, B., Hansson, H.-A., Håland, Y., Lövsund, P., Seeman, T., Säljö, A., and Örtengren, T. (1996). A new neck injury criterion candidate-based on injury findings in the cervical spinal ganglia after experimental neck extension trauma. In *IRCOBI Conference on the Biomechanics of impact, Dublin, Ireland*, pages 123–136.

- [25] Bowman, B. and Robbins, D. (1972). Parameter study of biomechanical quantities in analytical neck models. *Proceedings: Stapp Car Crash Conference*, 16:–.
- [26] Boyd, C. R., Tolson, M. A., and Copes, W. S. (1987). Evaluating trauma care: the triss method. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 27(4):370–378.
- [27] Breazeal, C. (2003). Toward sociable robots. *Robotics and autonomous systems*, 42(3):167–175.
- [28] Breazeal, C., Takanishi, A., and Kobayashi, T. (2008). Social robots that interact with people. In *Springer handbook of robotics*, pages 1349–1369. Springer.
- [29] Brinn, J. and Staffeld, S. (1970). Evaluation of impact test accelerations: a damage index for the head and torso. Technical report, SAE Technical Paper.
- [30] Brock, O. and Khatib, O. (2002). Elastic strips: A framework for motion generation in human environments. *The International Journal of Robotics Research*, 21(12):1031–1052.
- [31] Brogliato, B., Ortega, R., and Lozano, R. (1995). Global tracking controllers for flexible-joint manipulators: a comparative study. *Automatica*, 31(7):941–956.
- [32] Buchli, J., Stulp, F., Theodorou, E., and Schaal, S. (2011). Learning variable impedance control. *The International Journal of Robotics Research*, 30(7):820–833.
- [33] Burgard, W., Brock, O., and Stachniss, C. (2008). *Safety Evaluation of Physical Human-Robot Interaction via Crash-Testing*, pages 352–. MIT Press.
- [34] Caldwell, D., Medrano-Cerda, G., and Goodwin, M. (1995). Control of pneumatic muscle actuators. *Control Systems, IEEE*, 15(1):40–48.
- [35] Camacho, D. L., Nightingale, R. W., Robinette, J. J., Vanguri, S. K., Coates, D. J., and Myers, B. S. (1997). Experimental flexibility measurements for the development of a computational head-neck model validated for near-vertex head impact. Technical report, SAE Technical Paper.
- [36] Catalano, M., Grioli, G., Garabini, M., Bonomo, F., Mancinit, M., Tsagarakis, N., and Bicchi, A. (2011). Vsa-cubebot: A modular variable stiffness platform for multiple degrees of freedom robots. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 5090–5095.
- [37] Cavanaugh, J. M., Zhu, Y., Huang, Y., and King, A. (1993). Injury and response of the thorax in side impact cadaveric tests. Technical report, SAE Technical Paper.
- [38] Champion, H. R., Copes, W. S., Sacco, W. J., Lawnick, M. M., Bain, L. W., Gann, D. S., Gennarelli, T., Mackenzie, E., and Schwartzberg, S. (1990). A new characterization of injury severity. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 30(5):539–546.
- [39] Champion, H. R., Sacco, W. J., Carnazzo, A. J., Copes, W., and Fouty, W. J. (1981). Trauma score. *Critical care medicine*, 9(9):672–676.
- [40] Champion, H. R., Sacco, W. J., COPES, W. S., GANN, D. S., Gennarelli, T. A., and Flanagan, M. E. (1989). A revision of the trauma score. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 29(5):623–629.

- [41] Chan, S., Yao, B., Gao, W., and Cheng, M. (1991). Robust impedance control of robot manipulators. *International Journal of Robotics & Automation*, 6(4):220–227.
- [42] Chen, W., Ding, S., Khan, A., and Abid, M. (2010). Energy based fault detection for dissipative systems. In *2010 Conference on Control and Fault-Tolerant Systems (SysTol)*, pages 517–521. IEEE.
- [43] Choi, J., Hong, S., Lee, W., and Kang, S. (2009). A variable stiffness joint using leaf springs for robot manipulators. In *Robotics and Automation, 2009. ICRA '09. IEEE International Conference on*, pages 4363–4368.
- [44] Cianchetti, M., Follador, M., Mazzolai, B., Dario, P., and Laschi, C. (2012). Design and development of a soft robotic octopus arm exploiting embodied intelligence. In *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*, pages 5271–5276. IEEE.
- [45] Colgate, E. and Hogan, N. (1989). An analysis of contact instability in terms of passive physical equivalents. In *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on*, pages 404–409. IEEE.
- [46] Colgate, J. E. (1988). *The control of dynamically interacting systems*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- [47] Copes, W. S., Champion, H. R., Sacco, W. J., Lawnick, M. M., Gann, D. S., Gennarelli, T., MacKenzie, E., and Schwaitzberg, S. (1990). Progress in characterizing anatomic injury. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 30(10):1200–1207.
- [48] Copes, W. S., Champion, H. R., Sacco, W. J., Lawnick, M. M., Keast, S. L., and Bain, L. W. (1988). The injury severity score revisited. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 28(1):69–77.
- [49] Cormier, J., Manoogian, S., Bisplinghoff, J., Rowson, S., Santago, A., McNally, C., Duma, S., and Bolte Iv, J. (2010). The tolerance of the nasal bone to blunt impact. In *Annals of advances in automotive medicine/Annual Scientific Conference*, volume 54, page 3. Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- [50] Craig, J. J. and Raibert, M. H. (1979). A systematic method of hybrid position/force control of a manipulator. In *Computer Software and Applications Conference, 1979. Proceedings. COMPSAC 79. The IEEE Computer Society's Third International*, pages 446–451. IEEE.
- [51] Dauvilliers, F., Bendjellal, F., Weiss, M., Lavaste, F., and Tarriere, C. (1994). Development of a finite element model of the neck. Technical report, SAE Technical Paper.
- [52] David Braun, M. H. and Vijayakumar, S. (2012). Optimal variable stiffness control: Formulation and application to explosive movement tasks. *Autonomous Robots*, 33(3):237–253.
- [53] De Luca, A. and Book, W. J. (2008). Robots with flexible elements. *Springer Handbook of Robotics*, 287-319 (2008).

- [54] De Luca, A. and Book, W. J. (2016). Robots with flexible elements. In *Springer Handbook of Robotics*, pages 243–282. Springer.
- [55] De Luca, A. and Ferrajoli, L. (2008). Exploiting robot redundancy in collision detection and reaction. In *Intelligent Robots and Systems, 2008. IROS 2008. IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3299–3305. IEEE.
- [56] De Luca, A. and Flacco, F. (2012). Integrated control for phri: Collision avoidance, detection, reaction and collaboration. In *Biomedical Robotics and Biomechanics (BioRob), 2012 4th IEEE RAS & EMBS International Conference on*, pages 288–295. IEEE.
- [57] De Luca, A. and Lucibello, P. (1998). A general algorithm for dynamic feedback linearization of robots with elastic joints. In *Robotics and Automation, 1998. Proceedings. 1998 IEEE International Conference on*, volume 1, pages 504–510 vol.1.
- [58] De Luca, A. and Mattone, R. (2005). Sensorless robot collision detection and hybrid force/motion control. In *Proceedings of the 2005 IEEE international conference on robotics and automation*, pages 999–1004. IEEE.
- [59] De Luca, A., Siciliano, B., and Zollo, L. (2005). Pd control with on-line gravity compensation for robots with elastic joints: Theory and experiments. *Automatica*, 41(10):1809–1819.
- [60] De Santis, A., Siciliano, B., De Luca, A., and Bicchi, A. (2008). An atlas of physical human–robot interaction. *Mechanism and Machine Theory*, 43(3):253–270.
- [61] Deng, Y.-C. (1989a). Anthropomorphic dummy neck modeling and injury considerations. *Accident Analysis & Prevention*, 21(1):85–100.
- [62] Deng, Y.-C. (1989b). Anthropomorphic dummy neck modeling and injury considerations. *Accident Analysis & Prevention*, 21(1):85–100.
- [63] Doherty, B. J., Heggeness, M. H., and Esses, S. I. (1993). A biomechanical study of odontoid fractures and fracture fixation. *Spine*, 18(2):178–184.
- [64] Donald, M. and Li, Q. (2012). Design and performance evaluation of a rotary series elastic actuator. In *Intelligent Robotics and Applications*, pages 555–564. Springer.
- [65] Edsinger, A. L. (2007). *Robot manipulation in human environments*. PhD thesis, Citeseer.
- [66] Fantuzzi, C. and Secchi, C. (2004). Energetic approach to parametric fault detection and isolation. In *American Control Conference, 2004. Proceedings of the 2004*, volume 6, pages 5034–5039. IEEE.
- [67] Fard, A. M., Ishihara, T., and Inooka, H. (2004). Identification of the head-neck complex in response to trunk horizontal vibration. *Biological Cybernetics*, 90(6):418–426.
- [68] Fielding, J. W., Cochran, G. V. B., Lawsing, J. F., and Hohl, M. (1974). Tears of the transverse ligament of the atlas. *J Bone Joint Surg Am*, 56(8):1683–1691.

- [69] Flores, P. and Lankarani, H. M. (2016). *Contact Force Models for Multibody Dynamics*, volume 226. Springer.
- [70] Fraunhofer (2014). Care-o-bot. <http://www.care-o-bot.de/en/care-o-bot-3.html>. Accedido 01-10-2016.
- [71] Fraunhofer (2016). Alexa. <http://www.iff.fraunhofer.de/en/business-units/robotic-systems/echord-alex.html>. Accedido 01-10-2016.
- [72] Gadd, C. W. (1962). Criteria for injury potential. *Impact Acceleration Stress*, 977:141.
- [73] Gadd, C. W. (1966). Use of a weighted-impulse criterion for estimating injury hazard. Technical report, SAE Technical Paper.
- [74] Gan, D. M., Tsagarakis, N. G., Dai, J. S., and Caldwell, D. G. (2011). Joint stiffness tuning for compliant robots: Protecting the robot under accidental impacts. In *13th World Congress in Mechanism and Machine Science, 2011*.
- [75] Garabini, M., Passaglia, A., Belo, F., Salaris, P., and Bicchi, A. (2011). Optimality principles in variable stiffness control: The vsa hammer. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2011 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 3770–3775.
- [76] Ge, X., Peng, S.-K., Wang, B., Shapiro, J., Gillespie, B., and Salisbury, C. (2012). A high bandwidth low inertia motor for haptic rendering based on clutched eddy current effects. In *2012 IEEE Haptics Symposium (HAPTICS)*, pages 83–89. IEEE.
- [77] Gennarelli, T. A. and Wodzin, E. (2006). Ais 2005: a contemporary injury scale. *Injury*, 37(12):1083–1091.
- [78] Ghorbel, F., Hung, J. Y., and Spong, M. W. (1989). Adaptive control of flexible-joint manipulators. *IEEE Control Systems Magazine*, 9(7):9–13.
- [79] Gillespie, R. B., Kim, D., Suchoski, J. M., Bo, Y., and Brown, J. D. (2014). Series elasticity for free free-space motion for free. In *Haptics Symposium (HAPTICS), 2014 IEEE*, pages 609–615. IEEE.
- [80] Goldsmith, P., Francis, B., and Goldenberg, A. (1999). Stability of hybrid position/force control applied to manipulators with flexible joints. *International Journal of Robotics and Automation*, 14(4):146–160.
- [81] Goldsmith, W. and Ommaya, A. K. (1984). Head and neck injury criteria and tolerance levels. *The Biomechanics of Impact Trauma*, pages 149–187.
- [82] Goris, K., Saldien, J., Vanderborght, B., and Lefeber, D. (2011). Mechanical design of the huggable robot probot. *International Journal of Humanoid Robotics*, 08(03):481–511.
- [83] Got, C., Patel, A., Fayon, A., Tarriere, C., and Walfisch, G. (1978). Results of experimental head impacts on cadavers: the various data obtained and their relations to some measured physical parameters. Technical report, SAE Technical Paper.

- [84] Grebenstein, M., Albu-Schaffer, A., Bahls, T., Chalon, M., Eiberger, O., Friedl, W., Gruber, R., Haddadin, S., Hagn, U., Haslinger, R., Hoppner, H., Jorg, S., Nickl, M., Nothhelfer, A., Petit, F., Reill, J., Seitz, N., Wimbock, T., Wolf, S., Wusthoff, T., and Hirzinger, G. (2011). The dlr hand arm system. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 3175–3182.
- [85] Groothuis, S. S., Rusticelli, G., Zucchelli, A., Stramigioli, S., and Carloni, R. (2012). The vsaut-ii: A novel rotational variable stiffness actuator. In *Proceedings of the International Conference on Robotics and Automation, St. Paul, USA*.
- [86] Gross, H.-M., Böhme, H.-J., Schröter, C., Müller, S., König, A., Martin, C., Merten, M., and Bley, A. (2008). Shopbot: Progress in developing an interactive mobile shopping assistant for everyday use. In *Systems, Man and Cybernetics, 2008. SMC 2008. IEEE International Conference on*, pages 3471–3478. IEEE.
- [87] Hace, A., Jezernik, K., and Uran, S. (1998). Robust impedance control. In *Control Applications, 1998. Proceedings of the 1998 IEEE International Conference on*, volume 1, pages 583–587. IEEE.
- [88] Haddadin, S., A. A. y. H. G. (2007). Safety evaluation of physical human robot interaction via crash testing. In *Robotics: Science and Systems Conference (RSS2007)*.
- [89] Haddadin, S., Albu-Schäffer, A., Eiberger, O., and Hirzinger, G. (2010). New insights concerning intrinsic joint elasticity for safety. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 2181–2187. IEEE.
- [90] Haddadin, S., Albu-Schaffer, A., Frommberger, M., Rossmann, J., and Hirzinger, G. (2009a). The “dlr crash report”: towards a standard crash-testing protocol for robot safety-part ii: discussions. In *Robotics and Automation, 2009. ICRA’09. IEEE International Conference on*, pages 280–287. IEEE.
- [91] Haddadin, S., Albu-Schäffer, A., and Hirzinger, G. (2007). Safety evaluation of physical human-robot interaction via crash-testing. In *Robotics: Science and Systems*, volume 3, pages 217–224.
- [92] Haddadin, S., Albu-Schaffer, A., and Hirzinger, G. (2008). The role of the robot mass and velocity in physical human-robot interaction-part i: Non-constrained blunt impacts. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 1331–1338. IEEE.
- [93] Haddadin, S., Albu-Schäffer, A., and Hirzinger, G. (2009b). Requirements for safe robots: Measurements, analysis and new insights. *The International Journal of Robotics Research*, 28(11-12):1507–1527.
- [94] Haddadin, S., Haddadin, S., Khoury, A., Rokahr, T., Parusel, S., Burgkart, R., Bicchi, A., and Albu-Schäffer, A. (2012a). On making robots understand safety: Embedding injury knowledge into control. *The International Journal of Robotics Research*, 31(13):1578–1602.

- [95] Haddadin, S., Krieger, K., Mansfeld, N., and Albu-Schäffer, A. (2012b). On impact decoupling properties of elastic robots and time optimal velocity maximization on joint level. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 5089–5096. IEEE.
- [96] Hannan, E. L., Waller, C. H., Farrell, L. S., and Cayten, C. G. (2005). A comparison among the abilities of various injury severity measures to predict mortality with and without accompanying physiologic information. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 58(2):244–251.
- [97] Harper, C. and Virk, G. (2010). Towards the development of international safety standards for human robot interaction. *International Journal of Social Robotics*, 2(3):229–234.
- [98] Healey, C., Osler, T. M., Rogers, F. B., Healey, M. A., Glance, L. G., Kilgo, P. D., Shackford, S. R., and Meredith, J. W. (2003). Improving the glasgow coma scale score: motor score alone is a better predictor. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 54(4):671–680.
- [99] Heinzmann, J. and Zelinsky, A. (2003). Quantitative safety guarantees for physical human-robot interaction. *The International Journal of Robotics Research*, 22(7-8):479–504.
- [100] Herman, I. P. (2016). *Physics of the human body*. Springer.
- [101] Hillman, M., Hagan, K., Hagan, S., Jepson, J., and Orpwood, R. (2002). The weston wheelchair mounted assistive robot-the design story. *Robotica*, 20(02):125–132.
- [102] Himmetoglu, S., Acar, M., Taylor, A. J., and Bouazza-Marouf, K. (2007). A multi-body head-and-neck model for simulation of rear impact in cars. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part D: Journal of Automobile Engineering*, 221(5):527–541.
- [103] Hirzinger, G. and Albu-Schaeffer, A. (2008). Light-weight robots. *Scholarpedia*, 3(4):3889.
- [104] Hirzinger, G., Albu-Schaffer, A., Hahnle, M., Schaefer, I., and Sporer, N. (2001). On a new generation of torque controlled light-weight robots. In *Robotics and Automation, 2001. Proceedings 2001 ICRA. IEEE International Conference on*, volume 4, pages 3356–3363. IEEE.
- [105] Hodgson, V. R. and Thomas, L. M. (1972). Breaking strength of the human skull vs. impact surface curvature. Technical report.
- [106] Hogan, N. (1984). Impedance control: An approach to manipulation. In *American Control Conference, 1984*, pages 304–313. IEEE.
- [107] Hogan, N. (1985a). Impedance control: An approach to manipulation: Part ii—implementation. *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, 107(1):8–16.
- [108] Hogan, N. (1985b). Impedance control: An approach to manipulation: Part ill applications. *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, 107(2):17.

- [109] Hogan, N. (1988). On the stability of manipulators performing contact tasks. *IEEE Journal on Robotics and Automation*, 4(6):677–686.
- [110] Hurst, J., Rizzi, A., and Hobbelen, D. (2004). Series elastic actuation: Potential and pitfalls. In *International Conference on Climbing and Walking Robots*.
- [111] Hyun, D., Yang, H. S., Park, J., and Shim, Y. (2010). Variable stiffness mechanism for human-friendly robots. *Mechanism and Machine Theory*, 45(6):880 – 897.
- [112] IEC 61508 (2010). Functional safety of electrical/electronic/programmable electronic safety-related systems. Standard, International Electrotechnical Commission.
- [113] IEC 62061 (2005). Safety of machinery - functional safety of safety-related electrical, electronic and programmable electronic control systems. Standard, International Electrotechnical Commission.
- [114] Iida, F., Tabata, M., and Hara, F. (1998). Generating personality character in a face robot through interaction with human. In *7th IEEE International Workshop on Robot and Human Communication*, pages 481–486.
- [115] Inc., B. T. (2012). Wam arm datasheet. <http://www.barrett.com>. Accedido 01-10-2016.
- [116] Innovations, A. (2010). Iarm intelligent arm robot manipulator. <http://assistive-innovations.com>. Accedido 01-10-2016.
- [117] Isidori, A. (1995). *Nonlinear Control Systems*. Springer-Verlag New York, Inc., Secaucus, NJ, USA, 3rd edition.
- [118] ISO 10218 (2011). Robots for industrial environments- safety requirements. Standard, International Organization for Standardization.
- [119] ISO 11161 (2007). Safety of machinery – integrated manufacturing systems – basic requirements. Standard, International Organization for Standardization.
- [120] ISO 12100 (2010). Safety of machinery - general principles for design - risk assessment and risk reduction. Standard, International Organization for Standardization.
- [121] ISO 13482 (2014). Robots and robotic devices -safety requirements for personal care robots. Standard, International Organization for Standardization.
- [122] ISO 13849-1 (2015). Safety of machinery – safety-related parts of control systems – part 1: General principles for design. Standard, International Organization for Standardization.
- [123] ISO/TS 15066 (2016). Robots and robotic devices - collaborative robots. Standard, International Organization for Standardization.
- [124] Jafari, A., Tsagarakis, N., and Caldwell, D. (2011). Awas-ii: A new actuator with adjustable stiffness based on the novel principle of adaptable pivot point and variable lever ratio. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 4638–4643.

- [125] Jafari, A., Tsagarakis, N., Vanderborght, B., and Caldwell, D. (2010). A novel actuator with adjustable stiffness (awas). In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 4201–4206.
- [126] Jardón, A., Giménez, A., Correal, R., Martínez, S., and Balaguers, C. (2008). Asibot: Robot portátil de asistencia a discapacitados. concepto, arquitectura de control y evaluación clínica. *Revista Iberoamericana de Automática e Informática Industrial RIAI*, 5(2):48 – 59.
- [127] Jardon, A., Victores, J., Martínez, S., Gimenez, A., and Balaguer, C. (2012). Personal autonomy rehabilitation in home environments by a portable assistive robot. *Systems, Man, and Cybernetics, Part C: Applications and Reviews, IEEE Transactions on*, 42(4):561–570.
- [128] Javier, L. M. (2014). *Modelado dinámico del impacto hombre-robot. Aplicación al diseño de actuadores de rigidez variable para robots de servicio*. PhD thesis, Universidad de Almería.
- [129] Jiang, Z. (2008). *Impedance Control of Flexible Robot Manipulators*. INTECH Open Access Publisher.
- [130] Johnson, K. L. and Johnson, K. L. (1987). *Contact mechanics*. Cambridge university press.
- [131] Kallieris, D., Mattern, R., Schmidt, G., and Eppinger, R. H. (1981). Quantification of side impact responses and injuries. Technical report, SAE Technical Paper.
- [132] Kelly, R., Carelli, R., Amestegui, M., and Ortega, R. (1989). On adaptive impedance control of robot manipulators. In *Robotics and Automation, 1989. Proceedings., 1989 IEEE International Conference on*, pages 572–577. IEEE.
- [133] Khatib, O. (1986). Real-time obstacle avoidance for manipulators and mobile robots. *The international journal of robotics research*, 5(1):90–98.
- [134] Khatib, O. (1995a). Inertial properties in robotic manipulation: An object-level framework. *The International Journal of Robotics Research*, 14(1):19–36.
- [135] Khatib, O. (1995b). Inertial properties in robotic manipulation: An object-level framework. *The International Journal of Robotics Research*, 14(1):19–36.
- [136] King, A. I. (2000). Fundamentals of impact biomechanics: part i-biomechanics of the head, neck, and thorax. *Annual review of biomedical engineering*, 2(1):55–81.
- [137] King, A. I. and Viano, D. C. (2014). Mechanics of head/neck. *Biomechanics: Principles and Practices*.
- [138] Kinova, A. (2010). Jaco arm user guide. <http://www.kinovarobotics.com/>. Accedido 01-10-2016.
- [139] Kirkpatrick, J. R. and Youmans, R. L. (1971). Trauma index: An aide in the evaluation of injury victims. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 11(8):711–714.

- [140] Kitazaki, S. and Griffin, M. (1997). A modal analysis of whole-body vertical vibration, using a finite element model of the human body. *Journal of Sound and Vibration*, 200(1):83 – 103.
- [141] Kleinberger, M., Sun, E., Eppinger, R., Kuppa, S., and Saul, R. (1998). Development of improved injury criteria for the assessment of advanced automotive restraint systems. *NHTSA Docket*, (1998-4405):9.
- [142] Klinich, K., Saul, R., Auguste, G., Backaitis, S., and Kleinberger, M. (1996). Nhtsa child injury protection team, techniques for developing child dummy protection reference values. *NHTSA docket*, (74-14).
- [143] Kong, K., Bae, J., and Tomizuka, M. (2009). Control of rotary series elastic actuator for ideal force-mode actuation in human–robot interaction applications. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 14(1):105–118.
- [144] Kong, K., Bae, J., and Tomizuka, M. (2012). A compact rotary series elastic actuator for human assistive systems. *Mechatronics, IEEE/ASME Transactions on*, 17(2):288–297.
- [145] Krabbel, G. (1998). *Ein rechnerisches Schädel-Hirn-Modell zur Untersuchung dynamischer Belastungen des Kopfes*. Number 1.
- [146] Kratzke, S. R. (1995). Regulatory history of automatic crash protection in fmvss 208. Technical report, SAE Technical Paper.
- [147] Kroell, C. K., Schneider, D. C., and Nahum, A. M. (1974). Impact tolerance and response of the human thorax ii. Technical report, SAE Technical Paper.
- [148] Krüger, J., Bernhardt, R., Surdilovic, D., and Spur, G. (2006). Intelligent assist systems for flexible assembly. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 55(1):29–32.
- [149] KUKA (2011). Kuka safe robot. <http://www.kuka-robotics.com>. Accedido 01-10-2016.
- [150] Kulić, D. and Croft, E. A. (2006). Real-time safety for human–robot interaction. *Robotics and Autonomous Systems*, 54(1):1–12.
- [151] Kuppa, S. (2004). Injury criteria for side impact dummies. *Washington, DC: National Transportation Biomechanics Research Center, National Highway Safety Administration, US DOT*, 67.
- [152] Lacevic, B., Rocco, P., and Zanchettin, A. M. (2013). Safety assessment and control of robotic manipulators using danger field. *IEEE Transactions on Robotics*, 29(5):1257–1270.
- [153] Laffranchi, M., Tsagarakis, N. G., and Caldwell, D. G. (2009). Safe human robot interaction via energy regulation control. In *IROS*, pages 35–41.
- [154] Latombe, J.-C. (2012). *Robot motion planning*, volume 124. Springer Science & Business Media.

- [155] Lauzier, N. and Gosselin, C. (2011). Series clutch actuators for safe physical human-robot interaction. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 5401–5406. IEEE.
- [156] Lee, D. and Ott, C. (2010). Incremental motion primitive learning by physical coaching using impedance control. In *Intelligent Robots and Systems (IROS), 2010 IEEE/RSJ International Conference on*, pages 4133–4140. IEEE.
- [157] Lee, J. (1997). A study on the manipulability measures for robot manipulators. In *Intelligent Robots and Systems, 1997. IROS '97., Proceedings of the 1997 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 3, pages 1458–1465 vol.3.
- [158] Lee, S.-D., Kim, B.-S., and Song, J.-B. (2012). Guideline for determination of link length of a 3 dof planar manipulator for human-robot collision safety. In *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*, pages 2685–2690. IEEE.
- [159] Li, Z., Vanderborght, B., Tsagarakis, N., Colasanto, L., and Caldwell, D. (2012). Stabilization for the compliant humanoid robot coman exploiting intrinsic and controlled compliance. In *Robotics and Automation (ICRA), 2012 IEEE International Conference on*, pages 2000–2006.
- [160] Lien, T. and Rasch, F. (2001). Hybrid automatic-manual assembly systems. *CIRP Annals-Manufacturing Technology*, 50(1):21–24.
- [161] Lim, H.-O. and Tanie, K. (2000). Human safety mechanisms of human-friendly robots: passive viscoelastic trunk and passively movable base. *The International Journal of Robotics Research*, 19(4):307–335.
- [162] Lissner, H., Lebow, M., and Evans, F. (1960). Experimental studies on the relation between acceleration and intracranial pressure changes in man. *Surgery, gynecology & obstetrics*, 111:329–338.
- [163] Lobdell, T., Kroell, C., Schneider, D., Hering, W., and Nahum, A. (1973). Impact response of the human thorax. In *Human Impact Response*, pages 201–245. Springer.
- [164] Loughlin, C., Albu-Schäffer, A., Haddadin, S., Ott, C., Stemmer, A., Wimböck, T., and Hirzinger, G. (2007). The dlr lightweight robot: design and control concepts for robots in human environments. *Industrial Robot: an international journal*, 34(5):376–385.
- [165] Lozano, R. and Brogliato, B. (1992a). Adaptive control of robot manipulators with flexible joints. *Automatic Control, IEEE Transactions on*, 37(2):174–181.
- [166] Lozano, R. and Brogliato, B. (1992b). Adaptive control of robot manipulators with flexible joints. *IEEE Transactions on Automatic Control*, 37(2):174–181.
- [167] Luo, R. C., Huang, H. B., Chun, Y. Y., and Perng, Y. W. (2011). Adaptive impedance control for safe robot manipulator. In *Intelligent Control and Automation (WCICA), 2011 9th World Congress on*, pages 1146–1151. IEEE.
- [168] Maiman, D. J., Sances Jr, A., Myklebust, J. B., Larson, S. J., Houterman, C., Chilbert, M., and El-Ghatit, A. (1983). Compression injuries of the cervical spine: a biomechanical analysis. *Neurosurgery*, 13(3):254–260.

- [169] Mansfield, N. and Haddadin, S. (2014). Reaching desired states time-optimally from equilibrium and vice versa for visco-elastic joint robots with limited elastic deflection. In *2014 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3904–3911. IEEE.
- [170] Marhefka, D. W. and Orin, D. E. (1999). A compliant contact model with nonlinear damping for simulation of robotic systems. *IEEE Transactions on Systems, Man, and Cybernetics-Part A: Systems and Humans*, 29(6):566–572.
- [171] Márton, L. (2012). Energetic approach to deal with faults in robot actuators. In *Control & Automation (MED), 2012 20th Mediterranean Conference on*, pages 85–90. IEEE.
- [172] Matthias, B., Oberer-Treitz, S., Staab, H., Schuller, E., and Peldschus, S. (2010). Injury risk quantification for industrial robots in collaborative operation with humans. In *Robotics (ISR), 2010 41st International Symposium on and 2010 6th German Conference on Robotics (ROBOTIK)*, pages 1–6. VDE.
- [173] McElhaney, J., Stalnaker, R., and Roberts, V. (1973). Biomechanical aspects of head injury. In *Human impact response*, pages 85–112. Springer.
- [174] McGill, S., Jones, K., Bennett, G., and Bishop, P. (1994). Passive stiffness of the human neck in flexion, extension, and lateral bending. *Clinical Biomechanics*, 9(3):193–198.
- [175] McHenry, B. G. (2004). Head injury criterion and the atb. *ATB Users' Group*, pages 5–8.
- [176] Medina, J. (2011). Control de manipuladores con rigidez articular variable atendiendo a criterios de seguridad. Master's thesis, Universidad Carlos III de Madrid, Spain.
- [177] Meditech, B. V. (2012). Personal robot bridgit. <http://www.focalmeditech.nl>. Accedido 01-10-2016.
- [178] Mekabot (2011). Human-safe robot. <http://mekabot.com/>. Accedido 01-10-2016.
- [179] Melvin, J. (1980). Human tolerance to impact conditions as related to motor vehicle design. *SAE J885 APR80*.
- [180] Meredith, J. W., Kilgo, P. D., and Osler, T. (2003). A fresh set of survival risk ratios derived from incidents in the national trauma data bank from which the iciss may be calculated. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 55(5):924–932.
- [181] Mertz, H. J. and Patrick, L. (1967). Investigation of the kinematics and kinetics of whiplash. Technical report, SAE Technical Paper.
- [182] Mihelj, M., Nef, T., and Riener, R. (2007). Armin ii-7 dof rehabilitation robot: mechanics and kinematics. In *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4120–4125. IEEE.
- [183] Miwa, H., Okuchi, T., Takanobu, H., and Takanishi, A. (2002). Development of a new human-like head robot we-4. In *Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on*, volume 3, pages 2443–2448. IEEE.

- [184] Mosadeghzad, M., Medrano-Cerda, G. A., Saglia, J. A., Tsagarakis, N. G., and Caldwell, D. G. (2012). Comparison of various active impedance control approaches, modeling, implementation, passivity, stability and trade-offs. In *2012 IEEE/ASME International Conference on Advanced Intelligent Mechatronics (AIM)*, pages 342–348. IEEE.
- [185] Murray, R. M., Li, Z., Sastry, S. S., and Sastry, S. S. (1994). *A mathematical introduction to robotic manipulation*. CRC press.
- [186] Nahum, A., Ward, C., Raasch, E., Adams, S., and Schneider, D. (1980). Experimental studies of side impact to the human head. Technical report, SAE Technical Paper.
- [187] Nahum, A. M., Gatts, J. D., Gadd, C. W., and Danforth, J. (1968). Impact tolerance of the skull and face. Technical report, SAE Technical Paper.
- [188] Nahum, A. M. and Smith, R. W. (1976). An experimental model for closed head impact injury. Technical report, SAE Technical Paper.
- [189] NEDO (2011). Nedo safety verification technology project. <http://www.nedo.go.jp>. Accedido 01-10-2016.
- [190] Newman, J. (1986). A generalized acceleration model for brain injury threshold (gambit). In *Proc. IRCOBI Conf*, pages 121–131.
- [191] Newman, J. A., Shewchenko, N., and Welbourne, E. (2000). A proposed new biomechanical head injury assessment function-the maximum power index. *Stapp car crash journal*, 44:215–247.
- [192] Nightingale, R. W., Doherty, B. J., Myers, B. S., McElhaney, J. H., and Richardson, W. J. (1991). The influence of end condition on human cervical spine injury mechanisms. Technical report, SAE Technical Paper.
- [193] Nisimura, R., Uchida, T., Lee, A., Saruwatari, H., Shikano, K., and Matsumoto, Y. (2002). Aska: receptionist robot with speech dialogue system. In *Intelligent Robots and Systems, 2002. IEEE/RSJ International Conference on*, volume 2, pages 1314–1319. IEEE.
- [194] Nitsche, S., Krabbel, G., Appel, H., and Haug, E. (1997). Validation of a finite-element-model of the human neck. In *Proceedings of the International Research Council on the Biomechanics of Injury conference*, volume 24, pages 107–122. International Research Council on Biomechanics of Injury.
- [195] Njus, G. O., Liu, Y. K., and Nye, T. A. (1984). The inertial and geometrical properties of helmets. *Medicine and science in sports and exercise*, 16(5):498–505.
- [196] Nyquist, G. W., Cavanaugh, J. M., Goldberg, S. J., and King, A. I. (1986). Facial impact tolerance and response. Technical report, SAE Technical Paper.
- [197] Oberer, S., Malosio, M., and Schraft, R. (2006). Investigation of robot human impact. *VDI BERICHTE*, 1956:87.
- [198] Oberer, S. and Schraft, R. D. (2007). Robot-dummy crash tests for robot safety assessment. In *Proceedings 2007 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 2934–2939. IEEE.

- [199] Ogren, P., Egerstedt, N., and Hu, X. (2000). Reactive mobile manipulation using dynamic trajectory tracking. In *Robotics and Automation, 2000. Proceedings. ICRA'00. IEEE International Conference on*, volume 4, pages 3473–3478. IEEE.
- [200] Ommaya, A. K., Hirsch, A. E., Yarnell, P., and Harris, E. H. (1967). Scaling of experimental data on cerebral concussion in sub-human primates to concussion threshold for man. Technical report, DTIC Document.
- [201] Ortega, R. and Spong, M. W. (1989). Adaptive motion control of rigid robots: A tutorial. *Automatica*, 25(6):877–888.
- [202] Ortega, R., Van Der Schaft, A., Maschke, B., and Escobar, G. (2002). Interconnection and damping assignment passivity-based control of port-controlled hamiltonian systems. *Automatica*, 38(4):585–596.
- [203] Osada, J., Ohnaka, S., and Sato, M. (2006). The scenario and design process of childcare robot, papero. In *Proceedings of the 2006 ACM SIGCHI international conference on Advances in computer entertainment technology*, page 80. ACM.
- [204] Osler, T., Baker, S. P., and Long, W. (1997). A modification of the injury severity score that both improves accuracy and simplifies scoring. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 43(6):922–926.
- [205] Osler, T. M., Rogers, F. B., Glance, L. G., Cohen, M., Rutledge, R., and Shackford, S. R. (1998). Predicting survival, length of stay, and cost in the surgical intensive care unit: Apache ii versus iciss. *Journal of Trauma and Acute Care Surgery*, 45(2):234–238.
- [206] Ott, C., Albu-Schaffer, A., Kugi, A., and Hirzinger, G. (2008). On the passivity-based impedance control of flexible joint robots. *IEEE Transactions on Robotics*, 24(2):416–429.
- [207] Ozgoli, S. and Taghirad, H. (2006). A survey on the control of flexible joint robots. *Asian Journal of Control*, 8(4):332–344.
- [208] Paine, N., Mehling, J. S., Holley, J., Radford, N. A., Johnson, G., Fok, C.-L., and Sentis, L. (2015a). Actuator control for the nasa-jsc valkyrie humanoid robot: A decoupled dynamics approach for torque control of series elastic robots. *Journal of Field Robotics*, 32(3):378–396.
- [209] Paine, N., Mehling, J. S., Holley, J., Radford, N. A., Johnson, G., Fok, C.-L., and Sentis, L. (2015b). Actuator control for the nasa-jsc valkyrie humanoid robot: A decoupled dynamics approach for torque control of series elastic robots. *Journal of Field Robotics*, 32(3):378–396.
- [210] Paine, N. and Sentis, L. (2012). A new prismatic series elastic actuator with compact size and high performance. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2012 IEEE International Conference on*, pages 1759–1766.
- [211] Paine, N. A. (2014). *High-performance series elastic actuation*. PhD thesis.
- [212] Palli, G., Melchiorri, C., and De Luca, A. (2008). On the feedback linearization of robots with variable joint stiffness. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 1753–1759.

- [213] Park, J.-J., Haddadin, S., Song, J.-B., and Albu-Schäffer, A. (2011). Designing optimally safe robot surface properties for minimizing the stress characteristics of human-robot collisions. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 5413–5420. IEEE.
- [214] Park, J.-J., Kim, B.-S., Song, J.-B., and Kim, H.-S. (2008). Safe link mechanism based on nonlinear stiffness for collision safety. *Mechanism and Machine Theory*, 43(10):1332–1348.
- [215] Park, J.-J., Kim, H.-S., and Song, J.-B. (2009). Safe robot arm with safe joint mechanism using nonlinear spring system for collision safety. In *Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on*, pages 3371–3376. IEEE.
- [216] Park, J.-J. and Song, J.-B. (2009). Collision analysis and evaluation of collision safety for service robots working in human environments. In *Advanced Robotics, 2009. ICAR 2009. International Conference on*, pages 1–6. IEEE.
- [217] Patrick, L., Mertz, H., and Kroell, C. (1967). Cadaver knee, chest and head impact loads. Technical report, SAE Technical Paper.
- [218] Patrick, L. M., Lissner, H. R., and Gurdjian, E. S. (1963). Survival by design: Head protection. In *Proceedings: American Association for Automotive Medicine Annual Conference*, volume 7, pages 483–499. Association for the Advancement of Automotive Medicine.
- [219] Paul, R. and Shimano, B. (1976). Compliance and control. In *Proc. of the 1976 Joint Automatic Control Conference*, pages 694–699.
- [220] Pervez, A. and Ryu, J. (2008). Safe physical human robot interaction-past, present and future. *Journal of Mechanical Science and Technology*, 22(3):469–483.
- [221] Pestana, J., Bobin, R., Arevalo, J., and Armada, E. G. (2010). Characterization of emerging actuators for empowering legged robots. In *Proceedings of the 13th International Conference on Climbing and Walking Robots*.
- [222] Petersen, J. G., Bowyer, S. A., and y Baena, F. R. (2016). Mass and friction optimization for natural motion in hands-on robotic surgery. *IEEE Transactions on Robotics*, 32(1):201–213.
- [223] Petit, F., Chalon, M., Friedl, W., Grebenstein, M., Albu-Schaffer, A., and Hirzinger, G. (2010). Bidirectional antagonistic variable stiffness actuation: Analysis, design and implementation. In *Robotics and Automation (ICRA), 2010 IEEE International Conference on*, pages 4189–4196.
- [224] PHRIENDS (2011). Physical human-robot interaction: dependability and safety. <http://www.phriends.eu/>. Accedido 01-10-2016.
- [225] Pistillo, A., Calinon, S., and Caldwell, D. G. (2011). Bilateral physical interaction with a robot manipulator through a weighted combination of flow fields. In *2011 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3047–3052. IEEE.

- [226] Portugal, D., Alvito, P., Dias, J., Samaras, G., Christodoulou, E., et al. (2015). Social-robot: An interactive mobile robot for elderly home care. In *2015 IEEE/SICE International Symposium on System Integration (SII)*, pages 811–816. IEEE.
- [227] Prasad, P. and Mertz, H. J. (1985). The position of the united states delegation to the iso working group 6 on the use of hic in the automotive environment. Technical report, SAE Technical Paper.
- [228] Pratt, G. and Williamson, M. (1995). Series elastic actuators. In *Intelligent Robots and Systems 95. 'Human Robot Interaction and Cooperative Robots', Proceedings. 1995 IEEE/RSJ International Conference on*, volume 1, pages 399–406 vol.1.
- [229] Pratt, G. A., Willisson, P., Bolton, C., and Hofman, A. (2004). Late motor processing in low-impedance robots: impedance control of series-elastic actuators. In *American Control Conference, 2004. Proceedings of the 2004*, volume 4, pages 3245–3251. IEEE.
- [230] Pratt, J., Krupp, B., and Morse, C. (2002). Series elastic actuators for high fidelity force control. *Industrial Robot: An International Journal*, 29(3):234–241.
- [231] QIAO, T. and Shusheng, B. (2013). Cascaded control of compliant actuators in friendly robotics. 75.
- [232] Radke, A. and Gao, Z. (2006). A survey of state and disturbance observers for practitioners. In *2006 American Control Conference*, pages 6–pp. IEEE.
- [233] Robinson, D. W. (2000). *Design and analysis of series elasticity in closed-loop actuator force control*. PhD thesis, Massachusetts Institute of Technology.
- [234] Robinson, D. W., Pratt, J. E., Paluska, D. J., and Pratt, G. A. (1999). Series elastic actuator development for a biomimetic walking robot. In *Advanced Intelligent Mechatronics, 1999. Proceedings. 1999 IEEE/ASME International Conference on*, pages 561–568.
- [235] robotics, M. (2017). Robotic kitchen. <http://www.moley.com/>. Accedido 01-10-2016.
- [236] ROSETTA (2012). Robot control for skilled execution of tasks in natural interaction with humans; based on autonomy, cumulative knowledge and learning. <http://www.fp7rosetta.org/>. Accedido 01-10-2016.
- [237] Salisbury, J. K. (1980). Active stiffness control of a manipulator in cartesian coordinates. In *Decision and Control including the Symposium on Adaptive Processes, 1980 19th IEEE Conference on*, pages 95–100. IEEE.
- [238] SAPHARI (2012). Safe and autonomous physical human-aware robot interaction. <http://www.saphari.eu/>. Accedido 01-10-2016.
- [239] Schiavi, R., Grioli, G., Sen, S., and Bicchi, A. (2008). Vsa-ii: a novel prototype of variable stiffness actuator for safe and performing robots interacting with humans. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 2171–2176.
- [240] Schmitt, K.-U. (2001). *A contribution to the trauma-biomechanics of the cervical spine*. PhD thesis, Diss., Technische Wissenschaften ETH Zürich, Nr. 14197, 2001.

- [241] Schmitt, K.-U., Muser, M. H., Walz, F. H., and Niederer, P. F. (2002). N km—a proposal for a neck protection criterion for low-speed rear-end impacts. *Traffic injury prevention*, 3(2):117–126.
- [242] Schmitt, K.-U., Niederer, P. F., Muser, M. H., and Walz, F. (2010). *Head Injuries*, pages 63–93. Springer Berlin Heidelberg, Berlin, Heidelberg.
- [243] Schmitt, K.-U., Zürich, P. F. N. E., Muser, M. H., and Walz, F. (2009). *Trauma Biomechanics: Accidental injury in traffic and sports*. Springer Science & Business Media.
- [244] Schneider, D. C. and Nahum, A. M. (1972). Impact studies of facial bones and skull. Technical report, SAE Technical Paper.
- [245] Schraft, R. D., Meyer, C., Parlitz, C., and Helms, E. (2005). Powermate-a safe and intuitive robot assistant for handling and assembly tasks. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 4074–4079. IEEE.
- [246] Sciavicco, L. and Siciliano, B. (2012). *Modelling and control of robot manipulators*. Springer Science & Business Media.
- [247] Secchi, C., Stramigioli, S., and Fantuzzi, C. (2007). *Control of interactive robotic interfaces: A port-Hamiltonian approach*, volume 29. Springer Science & Business Media.
- [248] Sensinger, J. W. et al. (2005). Design and analysis of a non-backdrivable series elastic actuator. In *Rehabilitation Robotics, 2005. ICORR 2005. 9th International Conference on*, pages 390–393. IEEE.
- [249] Sergi, F. and O'Malley, M. K. (2015). On the stability and accuracy of high stiffness rendering in non-backdrivable actuators through series elasticity. *Mechatronics*, 26:64–75.
- [250] Shea, M., Edwards, W., White, A., and Hayes, W. (1991). Variations of stiffness and strength along the human cervical spine. *Journal of biomechanics*, 24(2):95–107.
- [251] Shin, D., Sardellitti, I., and Khatib, O. (2008). A hybrid actuation approach for human-friendly robot design. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 1747–1752. IEEE.
- [252] Shugar, T. A. and Katona, M. G. (1975). Development of finite element head injury model. *Journal of the Engineering Mechanics Division*, 101(3):223–239.
- [253] Siciliano, B. and Khatib, O. (2008). *Springer handbook of robotics*. Springer Science & Business Media.
- [254] Singh, L., Stephanou, H., and Wen, J. (1996). Real-time robot motion control with circulatory fields. In *Robotics and Automation, 1996. Proceedings., 1996 IEEE International Conference on*, volume 3, pages 2737–2742. IEEE.
- [255] Spong, M. W. (1987). Modeling and control of elastic joint robots. *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, 109(4):310–319.

- [256] Stalnaker, R., Low, T., and Lin, A. (1987). Translational energy criteria and its correlation with head injury in the sub-human primate. proceedings of the 1987 international conference on the biomechanics of impacts, held in birmingham (united kingdom) september 8-10, 1987. *Publication of: IRCOBI-Secretariat*.
- [257] Stalnaker, R. L. and Mohan, D. (1974). Human chest impact protection criteria. Technical report, SAE Technical Paper.
- [258] Stanger, C. A., Anglin, C., Harwin, W. S., and Romilly, D. P. (1994). Devices for assisting manipulation: a summary of user task priorities. *IEEE Transactions on rehabilitation Engineering*, 2(4):256–265.
- [259] Stückler, J. and Behnke, S. (2011). Following human guidance to cooperatively carry a large object. In *Humanoid Robots (Humanoids), 2011 11th IEEE-RAS International Conference on*, pages 218–223. IEEE.
- [260] Sugaiwa, T., Iwata, H., and Sugano, S. (2008). Shock absorbing skin design for human-symbiotic robot at the worst case collision. In *Humanoids 2008-8th IEEE-RAS International Conference on Humanoid Robots*, pages 481–486. IEEE.
- [261] Suita, K., Yamada, Y., Tsuchida, N., Imai, K., Ikeda, H., and Sugimoto, N. (1995). A failure-to-safety “kyozon” system with simple contact detection and stop capabilities for safe human-autonomous robot coexistence. In *Robotics and Automation, 1995. Proceedings., 1995 IEEE International Conference on*, volume 3, pages 3089–3096. IEEE.
- [262] Surgical, I. (2014). Da vinci xi robot. <http://intuitivesurgical.com/>. Accedido 01-10-2016.
- [263] Tagliamonte, N. L. and Accoto, D. (2014). Passivity constraints for the impedance control of series elastic actuators. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part I: Journal of Systems and Control Engineering*, 228(3):138–153.
- [264] Tangorra, J. L., Jones, L. A., and Hunter, I. W. (2003). Dynamics of the human head-neck system in the horizontal plane: joint properties with respect to a static torque. *Annals of biomedical engineering*, 31(5):606–620.
- [265] Tarriere, C., Walfisch, G., Fayon, A., Rosey, J., Got, C., Patel, A., and Delmus, A. (1979). Synthesis of human tolerances obtained from lateral impact simulations.
- [266] Technology, B. (2016). Wam arm. <http://www.barrett.com/>. Accedido 01-10-2016.
- [267] Thiemermann, S. and Schraft, R. (2003). Robotik-team (commat) work–mensch-roboter-kooperation in der montage-die randbedingungen in der produktion erfordern eine immer höhere produkt-und stückzahlflexibilität der produktionsanlagen. *Automatisierungstechnische Praxis*, 45(11):31–35.
- [268] Tomei, P. (1991). A simple pd controller for robots with elastic joints. *IEEE Transactions on automatic control*, 36(10):1208–1213.
- [269] Tonietti, G., Schiavi, R., and Bicchi, A. (2005). Design and control of a variable stiffness actuator for safe and fast physical human/robot interaction. In *Proceedings of the 2005 IEEE International Conference on Robotics and Automation*, pages 526–531. IEEE.

- [270] Troccaz, J., Hagn, U., Nickl, M., Jörg, S., Passig, G., Bahls, T., Nothhelfer, A., Hacker, F., Le-Tien, L., Albu-Schäffer, A., et al. (2008). The dlr miro: a versatile lightweight robot for surgical applications. *Industrial Robot: An International Journal*, 35(4):324–336.
- [271] Tsagarakis, N., Morfey, S., Cerda, G., Zhibin, L., and Caldwell, D. (2013). Compliant humanoid coman: Optimal joint stiffness tuning for modal frequency control. In *Robotics and Automation (ICRA), 2013 IEEE International Conference on*, pages 673–678.
- [272] Tsagarakis, N. G., Laffranchi, M., Vanderborght, B., and Caldwell, D. G. (2009). A compact soft actuator unit for small scale human friendly robots. In *Robotics and Automation, 2009. ICRA'09. IEEE International Conference on*, pages 4356–4362. IEEE.
- [273] Ueki, S., Kawasaki, H., Ito, S., Nishimoto, Y., Abe, M., Aoki, T., Ishigure, Y., Ojika, T., and Mouri, T. (2012). Development of a hand-assist robot with multi-degrees-of-freedom for rehabilitation therapy. *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 17(1):136–146.
- [274] Vallery, H., Ekkelenkamp, R., Van Der Kooij, H., and Buss, M. (2007). Passive and accurate torque control of series elastic actuators. In *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3534–3538. IEEE.
- [275] Vallery, H., Veneman, J., Van Asseldonk, E., Ekkelenkamp, R., Buss, M., and Van Der Kooij, H. (2008). Compliant actuation of rehabilitation robots. *IEEE Robotics & Automation Magazine*, 15(3):60–69.
- [276] Van der Horst, M. (2002). *Human Head Neck Response in Frontal, Lateral and Rear End Impact Loading: Modelling and Validation*. Technische Universiteit Eindhoven.
- [277] van der Horst, M. J. (2002). Human head neck response in frontal, lateral and rear end impact loading: modelling and validation.
- [278] Van Drunen, P. (2009). Identification of a two pivot human neck model using linear anterior-posterior perturbations.
- [279] Van Lopik, D. and Acar, M. (2007). Development of a multi-body computational model of human head and neck. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part K: Journal of Multi-body Dynamics*, 221(2):175–197.
- [280] Vanderborght, B., Tsagarakis, N. G., Ham, R. V., Thorson, I., and Caldwell, D. G. (2011). Macepa 2.0: compliant actuator used for energy efficient hopping robot chobino1d. *Auton. Robots*, pages 55–65.
- [281] Vanderborght, B., Van Ham, R., Verrelst, B., Van Damme, M., and Lefeber, D. (2008). Overview of the lucy project: Dynamic stabilization of a biped powered by pneumatic artificial muscles. *Advanced Robotics*, 22(10):1027–1051.
- [282] Velasco, A., Gasparri, G., Garabini, M., Malagia, L., Salaris, P., and Bicchi, A. (2013). Soft-actuators in cyclic motion: Analytical optimization of stiffness and pre-load. In *Humanoid Robots (Humanoids), 2013 13th IEEE-RAS International Conference on*, pages 354–361.
- [283] Versace, J. (1971). A review of the severity index. Technical report, SAE Technical Paper.

- [284] Viano, D. C. (1989). Biomechanical responses and injuries in blunt lateral impact. Technical report, SAE Technical Paper.
- [285] Viano, D. C. and Lau, I. V. (1985). Thoracic impact: a viscous tolerance criterion. Technical report, SAE Technical Paper.
- [286] Viano, D. C. and Lau, I. V. (1988). A viscous tolerance criterion for soft tissue injury assessment. *Journal of Biomechanics*, 21(5):387–399.
- [287] Villegas, D., Van Damme, M., Vanderborght, B., Beyl, P., and Lefeber, D. (2012). Third generation pleated pneumatic artificial muscles for robotic applications: Development and comparison with mckibben muscle. *Advanced Robotics*, 26(11-12):1205–1227.
- [288] Wakita, Y., Oyama, E., Yoon, W.-k., Tanaka, H., Matsumoto, Y., Blom, A., and Stuyt, H. (2013). User evaluation of service robotic arms based on icf through interviews with people with upper-limb disability. In *Robotics and Biomimetics (ROBIO), 2013 IEEE International Conference on*, pages 1282–1287. IEEE.
- [289] Ward, C. C. and Thompson, R. B. (1975). The development of a detailed finite element brain model. Technical report, SAE Technical Paper.
- [290] Wassink, M. and Stramigioli, S. (2007). Towards a novel safety norm for domestic robotics. In *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 3354–3359. IEEE.
- [291] Willinger, R., Bourdet, N., Fischer, R., and Gall, F. L. (2005a). Modal analysis of the human neck in vivo as a criterion for crash test dummy evaluation. *Journal of Sound and Vibration*, 287(3):405 – 431.
- [292] Willinger, R., Bourdet, N., Fischer, R., and Le Gall, F. (2005b). Modal analysis of the human neck in vivo as a criterion for crash test dummy evaluation. *Journal of sound and vibration*, 287(3):405–431.
- [293] Wismans, J. and Spenny, C. (1984). Head-neck response in frontal flexion. Technical report, SAE Technical Paper.
- [294] Wismans, J., Van Oorschot, H., and Woltring, H. (1986). Omni-directional human head-neck response. Technical report, SAE Technical Paper.
- [295] Wismans, J., y. S. D. H. (1984). Head neck response in frontal flexion. In *En 28th Stapp Car Crash Conference*.
- [296] Wisner, A., Leroy, J., and Bandet, J. (1970). State-of-the-art-human impact tolerance. Technical report, SAE Technical Paper.
- [297] Wolf, S., Eiberger, O., and Hirzinger, G. (2011). The dlr fsj: Energy based design of a variable stiffness joint. In *Robotics and Automation (ICRA), 2011 IEEE International Conference on*, pages 5082–5089.
- [298] Wolf, S. and Hirzinger, G. (2008). A new variable stiffness design: Matching requirements of the next robot generation. In *Robotics and Automation, 2008. ICRA 2008. IEEE International Conference on*, pages 1741–1746.

- [299] Wyeth, G. (2006). Control issues for velocity sourced series elastic actuators. In *Proceedings of the Australasian Conference on Robotics and Automation 2006*. Australian Robotics and Automation Association Inc.
- [300] Yamada, H., Evans, F. G., et al. (1970). Strength of biological materials.
- [301] Yamada, Y., Hirasawa, Y., Huang, S., and Umetani, Y. (1996). Fail-safe human/robot contact in the safety space. In *Robot and Human Communication, 1996., 5th IEEE International Workshop on*, pages 59–64. IEEE.
- [302] Yamada, Y., Hirasawa, Y., Huang, S., Umetani, Y., and Suita, K. (1997). Human-robot contact in the safeguarding space. *IEEE/ASME transactions on mechatronics*, 2(4):230–236.
- [303] Yamada, Y. and Ota, Y. (2009). Novel activity on international safety standardization for personal care robots. In *ICCAS-SICE, 2009*, pages 1882–1883. IEEE.
- [304] Yang, C., Ganesh, G., Haddadin, S., Parusel, S., Albu-Schaeffer, A., and Burdet, E. (2011). Human-like adaptation of force and impedance in stable and unstable interactions. *Robotics, IEEE Transactions on*, 27(5):918–930.
- [305] Yang, K. H., Zhu, F., Luan, F., Zhao, L., and Begeman, P. C. (1998). Development of a finite element model of the human neck. Technical report, SAE Technical Paper.
- [306] Zanchettin, A. M., Lacevic, B., and Rocco, P. (2012). A novel passivity-based control law for safe human-robot coexistence. In *2012 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, pages 2276–2281. IEEE.
- [307] Zeng, L. and Bone, G. M. (2008). Design of foam covering for robotic arms to ensure human safety. In *Electrical and Computer Engineering, 2008. CCECE 2008. Canadian Conference on*, pages 001145–001150. IEEE.
- [308] Zeng, L. and Bone, G. M. (2013). Design of elastomeric foam-covered robotic manipulators to enhance human safety. *Mechanism and Machine Theory*, 60:1–27.
- [309] Ziemke, T. (2003). What’s that thing called embodiment. In *Proceedings of the 25th Annual meeting of the Cognitive Science Society*, pages 1305–1310. Citeseer.
- [310] Zinn, M., Roth, B., Khatib, O., and Salisbury, J. K. (2004). A new actuation approach for human friendly robot design. *The international journal of robotics research*, 23(4-5):379–398.
- [311] Zollo, L., Siciliano, B., De Luca, A., Guglielmelli, E., and Dario, P. (2005). Compliance control for an anthropomorphic robot with elastic joints: Theory and experiments. *Journal of dynamic systems, measurement, and control*, 127(3):321–328.